

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 27 - Novembre/Décembre 2014 - Numéro 6



Dossier

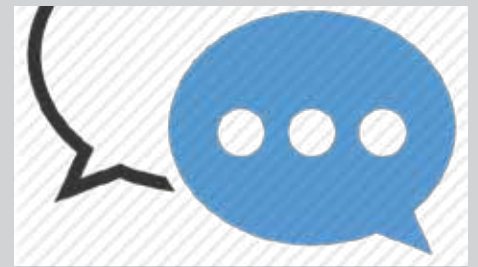
Les pré-réglages des
implants cochléaires

ISSN 09803483



Veille technique

Les innovations des industriels



Métier et technique

Evaluation du système CROS chez les patients implantés cochléaires en unilatéral Nicolas GUEVARA, Claire GRECH, Ivan GAHIDE, Stéphane GALLEGRO



Actualités

Le monde de l'audiologie



Veille gériatrique

VISION et Vieillessement

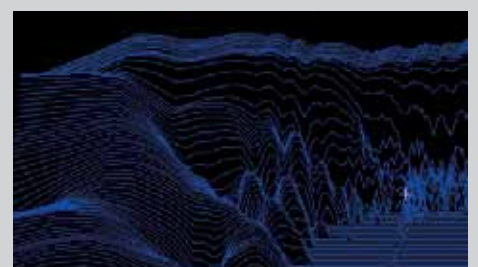
Arach MADJLESSI, Elodie LY KY BESSON,
Anne-Sophie DE KERGORLAY



Veille acouphènes

Le test ANL est-il prédictif de l'hyperacousie ?

Philippe LURQUIN, T. PAPART



Nouvelles mesures objectives

Vers un état des lieux cochléaires plus précis

Sirley CARVALHO, Fabrice GIRAUDET



Le siège de WIDEX A/S au Danemark



WIDEX UTILISE LES **TECHNOLOGIES DE DEMAIN**, ET PAS UNIQUEMENT POUR SES AIDES AUDITIVES

WIDEX est une marque **danoise**, unique par son engagement absolu à fabriquer ses aides auditives de la façon la plus respectueuse possible de l'environnement.

La **production** a lieu près de **Copenhague** dans un bâtiment neutre en émission de CO₂ (cellules photovoltaïques, récupération des eaux de pluie et système géothermique). L'éolienne couvre 95% des besoins en énergie du bâtiment, ce qui fait de nos **aides auditives les plus vertes du marché**.

Quant à la **fabrication sur-mesure** des **coques**, embouts et intra-auriculaires, elle a lieu en **France**, dans notre laboratoire de l'Essonne.

WIDEX, Design, Technologie, Environnement

www.widexpro.fr

WIDEX[®]
OÛTE POUR LA VIE



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



6 Dossier : Les pré-réglages des implants cochléaires

Introduction

Olivier STERKERS, Isabelle MOSNIER

Etat des lieux des procédures de réglage d'implant cochléaire : une enquête auprès de 47 centres à travers le monde

Stéphanie BOREL, Bart VAERENBERG, Dorith AMAR, Geert de CEULAER,
Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS, Paul GOVAERTS

Réglage et recherche des cibles des implants cochléaires assisté par ordinateur

Dorith AMAR, Bart VAERENBERG, Stéphanie BOREL, Geert de CEULAER,
Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS, Paul GOVAERTS

Méthode et fonctionnement de FOX® pour le réglage des implants cochléaires

Dorith AMAR, Bart VAERENBERG, Stéphanie BOREL, Geert de CEULAER,
Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS, Paul GOVAERTS



32 Métier et technique

Evaluation du système CROS chez les patients implantés cochléaires en unilatéral

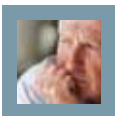
Nicolas GUEVARA, Claire GRECH, Ivan GAHIDE, Stéphane GALLEGO



40 Veille acouphènes

Le test ANL est-il prédictif de l'hyperacousie ?

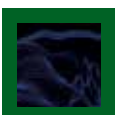
Philippe LURQUIN, T. PAPART



46 Veille gériatrique

VISION et Vieillesse

Arach MADJLESSI, Elodie LY KY BESSON, Anne-Sophie DE KERGORLAY



50 Nouvelles mesures objectives

Vers un état des lieux cochléaires plus précis

Sirley CARVALHO, Fabrice GIRAUDET



56 Veille technique

COCHLEAR - PHONAK - SIEMENS - WIDEX



72 Actualités et agenda



87 Annonces

Liste des annonceurs

Advanced Bionics
Annuaire Français d'Audiophonologie
Cabinet Bailly - Cochlear
Oticon Medical - Phonak - Siemens
Sonic - Starkey - UNSAF
VIBRANT MED-EL - Widex

Les Cahiers de l'Audition
Nov./Déc. 2014 - Vol 27 - N°6

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Eric BIZAGUET
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
eric.bizaguet@lcab.fr

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
arnaud.coez@lcab.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

Novembre/Décembre 2014
Vol. 27 N°6
Imprimé par Simon Graphic - Ornans

Le Collège National d'Audioprothèse

Président	1 ^{er} Vice Président	2 ^e Vice Président	Président d'honneur	Trésorier général	Trésorier général adjoint	Secrétaire Général	Secrétaire général adjoint
							
Eric BIZAGUET	Frank LEFEVRE	Stéphane LAURENT	Xavier RENARD	Eric HANS	Jean-Jacques BLANCHET	François LE HER	Arnaud COEZ

Membres du Collège National d'Audioprothèse

							
Kamel ADJOUT	Patrick ARTHAUD	Jean-Claude AUDRY	Jean BANCONS	Jean-Paul BERAHA	Hervé BISCHOFF	Geneviève BIZAGUET	Daniel CHEVILLARD
							
Christine DAGAIN	Ronald DE BOCK	Xavier DEBRUILLE	François DEGÔVE	François DEJÉAN	Jean-Baptiste DELANDE	Xavier DELERCE	Matthieu DEL RIO
							
Charles ELCABACHE	Robert FAGGIANO	STÉPHANE GALLEGO	Stéphane GARNIER	Thierry GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD	Céline GUEMAS
							
Jehan GUTLEBEN	Bernard HUGON	Yves LASRY	Maryvonne NICOT- MASSIAS	Morgan POTIER	Frédéric REMBAUD	Christian RENARD	Thomas ROY
							
Benoit ROY	Philippe THIBAUT	Jean-François VESSON	Frédérique VIGNAULT	Alain VINET	Paul-Edouard WATERLOT		

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

			
Jean-Pierre DUPRET	Jean OLD	Georges PEIX	Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

					
Roberto CARLE	Léon DODELE	Bruno LUCARELLI	Philippe LURQUIN	Leonardo MAGNELLI	Philippe ESTOPPEY
					
Carlos MARTINEZ OSORIO	Thierry RENGLET	Juan Martinez SAN JOSE	Christoph SCHWOB	Elie EL ZIR Membre Correspondant étranger associé	



Paul AVAN

Le dossier de ce gros numéro nous offre le privilège de la participation d'une des plus grosses équipes multidisciplinaires qui prennent en charge l'implantation cochléaire en France, dirigée par le Professeur Olivier Sterkers et animée par des collègues que nos lecteurs connaissent bien, notamment pour les entendre régulièrement communiquer aux EPU ou au congrès de l'UNSAF. L'exemplarité de leur contribution est de celles que les Cahiers aiment à souligner, de par l'association de praticiens, chirurgiens, chercheurs et enseignants universitaires regroupés dans un pôle d'excellence. Ainsi a lieu le nécessaire brassage, accélérateur de progrès, entre connaissances théoriques, aptitudes à former de jeunes chirurgiens, cheminement de questions physiologiques, diagnostic et interventions, désormais mini-invasives et promises à des progrès encore plus considérables avec l'avènement de techniques de robotisation, et enfin réflexions sur les causes de succès et d'échecs.

Globalement, l'implantation cochléaire a marqué un tel tournant dans la prise en charge des surdités profondes que ses indications se sont multipliées et élargies, et ainsi, largement banalisées. Cependant la démarche continue à justifier une approche non banalisée car la détermination des paramètres de succès pose un ensemble de questions scientifiques ouvertes. L'irruption récente des grosses firmes d'appareils auditifs dans le petit monde de la conception et de la fabrication des implants ouvre des opportunités considérables de progrès, affectant le matériel, ses accessoires mais aussi ses logiciels et son traitement du signal. Or les patients implantés, souvent quasi normalisés dans des conditions d'écoute protégées, restent en difficulté dans le bruit et certaines situations sociales. D'autre part ils sont de plus en plus nombreux alors que le temps qu'un régleur peut leur consacrer n'est pas extensible à l'infini. On ne pourra améliorer les résultats d'implantation que par une approche scientifique d'analyse des paramètres importants des réglages, d'optimisation (si possible personnalisée) qui passent par une réflexion scientifique sur les procédures et les cibles des réglages. Le présent dossier s'attache à structurer cette réflexion, et c'est avec le concours de réputés collègues d'Anvers emmenés par Paul Govaerts, que l'équipe de la Pitié Salpêtrière nous fait part de son cheminement.

Voici donc une perspective idéale pour bien démarrer l'année 2015, donner l'exemple d'une démarche qui peut se transposer au service de l'appareillage conventionnel, et contribuer à toutes les réflexions quant à l'avenir des métiers de l'audiologie, et à la nécessaire évolution de leurs objectifs et des formations qui doivent permettre de les atteindre.

Paul Avan

SONIC | charm.



Naturel
simplement.

charm™

Innovante, avec ce qu'il faut de fonctionnalités et d'atouts essentiels, **Charm** offre un son vrai et naturel, une utilisation intuitive, des réducteurs de bruits efficaces et la connectivité sans fil. Charm est un produit Sonic qui, sous son apparente simplicité, cache une technologie reconnue qui fera tout naturellement l'unanimité auprès de ses utilisateurs. Ne résistez pas au Charm de Sonic et partagez des expériences positives avec vos patients!



www.sonicl.com
3, Allée des Barbannières - CS4005
92635 Gennevilliers Cedex - Tél. +331 41 86 00 86

 **SONIC**
Everyday Sounds Better

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



Je vous souhaite tous mes vœux pour 2015, des patients heureux et satisfaits de leur appareillage, une technologie encore plus éprouvée, un cadre légal équilibré et stable, une formation continue passionnante, la passion nécessaire à la recherche de l'excellence, des pouvoirs publics prêts à partager nos propositions. J'espère que nous pourrons toujours dans le futur poursuivre la recherche de la qualité qui anime notre profession depuis sa création en 1967.

Cette loi de 1967 a été faite pour protéger le malentendant de pratiques commerciales telles que le colportage et l'itinérance, mais aussi pour permettre au déficient auditif de suivre un parcours médical et paramédical où la prise en charge se fait de manière normalisée, dans un cadre agréé et avec un audioprothésiste formé et compétent.

Avant cette loi, tout un chacun pouvait s'attribuer le droit de vendre sans aucune réglementation, ni prescription médicale, un amplificateur. Pour éviter les excès et avec la participation des usagers, les législateurs de l'époque ont eu l'intelligence de créer une profession en la réglementant et en imposant des règles pour encadrer notre action et interdire des pratiques pouvant induire des pertes de chance.

La prothèse auditive est aujourd'hui un enjeu de santé publique et toutes les études récentes montrent qu'elle peut devenir un outil permettant de vieillir en meilleure santé. Mais elle ne pourra jouer son rôle que si elle est adaptée par un audioprothésiste compétent et maintenue en bon état de fonctionnement dans le cadre d'un suivi permanent et continu de qualité.

Le futur proche et les effets possibles de modification des règles de commercialisation des prothèses auditives nous imposent de nous mobiliser pour un exercice professionnel où le libre choix du patient est respecté, où le libre choix de l'audioprothésiste dans la recherche de l'aide auditive la mieux adaptée au cours, moyen et long terme est la règle.

On impose à certaines professions de respecter une prescription médicale qualitative. Il n'en est rien pour l'audioprothèse car le meilleur audioprothésiste ne pourra rendre efficace un appareil inadapté imposé par des organismes extérieurs.

Pour 2015, je vous souhaite de conserver une profession réglementée et encadrée par un diplôme, de garder votre indépendance dans le choix prothétique, de résister aux tentations immédiates de façon à protéger la qualité de vos services et préparer votre avenir.

Nous devons aussi être clairvoyant et continuer de montrer qu'une prothèse auditive est d'autant plus efficace que l'audioprothésiste a la possibilité d'exercer sa profession en s'adaptant à son patient et non à des décideurs extérieurs qui voudraient nous imposer des règles sans connaître l'importance de notre rôle.

Nous devons continuer de nous adapter aux caractéristiques et besoins de nos patients qui ne peuvent pas être réduits à une simple courbe audiométrique. Il faut toujours vouloir mieux comprendre pour mieux traiter.

C'est la même démarche qui me conduit à promouvoir notre rôle dans le cadre des implants cochléaires. C'est en effet la même démarche qui me conduit à traduire les demandes du patient en modifications électriques de l'implant au lieu des modifications acoustiques des prothèses auditives.

Nous pouvons, comme le démontre ce numéro, utiliser des méthodes de pré-réglage pour les implants comme pour les prothèses auditives et notre prochain numéro sur l'EPU nous permettra de reparler des méthodologies d'appareillage, de leurs intérêts et limites tout en clamant leur indispensabilité.

C'est identique avec les articles sur l'implant cochléaire qui proposent des réglages par une assistance informatique ou par l'utilisation de protocole de réglages utilisant les mesures d'audiométrie subjective. Ayant la chance de régler des implants depuis de nombreuses années, je reste persuadé que l'analyse par l'audiologiste ou l'audioprothésiste doit rester l'étape finale car la mesure objective utilisée est parfois insuffisante.

Mais que de progrès en 30 ans sur ce sujet. Ils restent cependant insuffisants et je constate que si les méthodologies fonctionnent pour le calcul du gain de nos appareils à un niveau statistique, les écarts types des gains réels restent élevés, rendant toujours indispensable une prise en charge d'accompagnement.

Notre profession a donc sa place pour de nombreuses années car aucun outil informatique ne pourra nous remplacer.

Nous devons cependant continuer à évoluer, aller vers le progrès, nous adapter aux nouvelles conditions et promouvoir une formation initiale plus longue permettant de plus grandes responsabilités et délégations.

Eric BIZAGUET
Audioprothésiste D.E.
Président du Collège
National
d'Audioprothèse
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
eric.bizaguet@lca.fr

> Dossier

Les pré-réglages des implants cochléaires

7 Introduction

Olivier STERKERS, Isabelle MOSNIER

9 Etat des lieux des procédures de réglage d'implant cochléaire : une enquête auprès de 47 centres à travers le monde

Stéphanie BOREL, Bart VAERENBERG, Dorith AMAR,
Geert de CEULAER, Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS,
Paul GOVAERTS

17 Réglage et recherche des cibles des implants cochléaires assisté par ordinateur.

Dorith AMAR, Bart VAERENBERG, Stéphanie BOREL,
Geert de CEULAER, Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS

24 Méthode et fonctionnement de FOX® pour le réglage des implants cochléaires

Dorith AMAR, Bart VAERENBERG, Stéphanie BOREL,
Geert de CEULAER, Isabelle MOSNIER, Olivier STERKERS,
Paul GOVAERTS



L'activité du service ORL « Otologie, Implant auditif et Chirurgie de la base du crâne » de l'hôpital Beaujon a été transférée en 2013 vers le Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière. Ce transfert d'activité, qui inclut le Centre Référent Implant Cochléaire et du Tronc cérébral (Responsable : Dr Isabelle Mosnier) chez l'Adulte en Ile de France et les Centres Maladies Rares « Surdités génétiques de l'adulte » (Responsables : Dr Didier Bouccara et Pr Olivier Sterkers) et « Neurofibromatose de type 2 » (Responsables : Prs Michel Kalamarides et Olivier Sterkers) a été souhaité par l'ensemble de l'équipe, et a été accompagné du transfert du Pr Michel Kalamarides, afin de rejoindre un pôle d'excellence dont les thématiques rejoignent celles du service, notamment pour la prise en charge des pathologies neuro-sensorielles et le traitement des tumeurs de la base du crâne. Grâce à une préparation minutieuse, à une collaboration étroite avec l'administration, la collectivité médicale du GH Pitié-Salpêtrière et l'UPMC, et à l'accueil chaleureux et constructif de l'équipe médicale et paramédicale du pôle de Chirurgie Neurosensorielle du Bâtiment Babinski, dirigé par le Professeur Philippe Cornu, et en particulier du service d'ORL de Georges Lamas, ce regroupement est une totale réussite.

L'activité du centre référent d'Implantation Cochléaire d'Ile de France ne cesse de croître avec actuellement plus de 200 implantations par an chez l'adulte en collaboration avec le Professeur Bruno Frachet à l'Hôpital Rothschild. En parallèle, la formation des différents intervenants dans la prise en charge des patients implantés cochléaires est assurée par la poursuite du diplôme universitaire de prothèses auditives implantables chez l'adulte créé par le Professeur Bernard Meyer, par l'organisation de nombreux cours de dissection du rocher sous la direction du Docteur Daniele Bernardeschi qui attirent de nombreux ORL venant de l'étranger et par la poursuite des journées de formations médicales continues auxquelles participent toute l'équipe. Ce dynamisme permet le développement de la recherche

clinique qui s'oriente vers plusieurs axes, en particulier la chirurgie mini-invasive permettant une préservation de l'audition en collaboration avec le laboratoire INSERM/UMR-S 1159, sous la responsabilité d'Evelyne Ferrary et de Yann Nguyen qui ne ménagent pas leurs efforts (« Réhabilitation chirurgicale mini-invasive robotisée de l'audition »), le lien entre réhabilitation auditive et fonctions cognitives en particulier chez les sujets âgés, l'analyse des émotions non verbales chez les implantés cochléaires (Thèse de Doctorat d'Emmanuèle Ambert-Dahan) l'analyse phonétique des perceptions audiovisuelles (Thèse de Doctorat de Stéphanie Borel).

Pour la majorité des patients, l'implantation cochléaire restaure véritablement une communication efficace leur permettant, pour les plus jeunes, de poursuivre leur activité professionnelle, et pour les plus âgés de restaurer une vie sociale afin de conserver leur autonomie et le maintien des fonctions cognitives. Certains patients présentent cependant des performances inférieures à la moyenne, et une des autres thématiques de recherche du centre est d'analyser ces résultats afin d'améliorer ces performances. Cette amélioration peut se faire par le renouvellement du processeur permettant l'accès aux technologies les plus performantes, par la complémentarité avec l'audioprothèse controlatérale, par l'implantation bilatérale si les restes auditifs ne permettent pas d'envisager une réhabilitation auditive bimodale, mais également par une autre approche des réglages avec notamment des réglages standardisés mis au point par le Professeur Govaerts et son équipe à Anvers (Belgique). Ce numéro du cahier de l'audition nous donne l'occasion de présenter les résultats de ces travaux novateurs, qui pourraient également vraisemblablement s'appliquer au réglage des audio-prothèses. Ces publications illustrent par ailleurs l'importance des collaborations nationales et internationales en recherche clinique, permettant le partage du savoir et la réalisation de travaux de haut niveau scientifique.

**Olivier
STERKERS,
Isabelle
MOSNIER**

Unité Otologie, Implants
auditifs et chirurgie de
la base du crâne,
GH Pitié Salpêtrière,
75013 Paris.
Centre Référent Ile-
de-France d'Implants
cochléaires
Centre Associés
Maladies Rares
Unité INSERM/
UMR-S1159/UPMC
« Réhabilitation
chirurgicale mini-
invasive et robotisée de
l'audition »



Justesse inégalée, infinie précision, pour chaque environnement sonore.

Les aides auditives Phonak Audéo V, équipées du nouveau système d'exploitation AutoSense OS, reconnaissent précisément et s'adaptent automatiquement à encore plus de situations auditives qu'auparavant. Avec notre nouvelle puce Venture et un nouvel algorithme intelligent, AutoSense OS mélange avec justesse et assemble en temps réel des éléments de multiples programmes pour délivrer la plus homogène des expériences auditives*. Audéo V est juste l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

Ingénieux, tout simplement

www.phonakpro.fr/audeo-v

* www.phonakpro.fr/etudes

PHONAK
life is on

Dossier Etat des lieux des procédures de réglage d'implant cochléaire : une enquête auprès de 47 centres à travers le monde



1 Introduction

Les implants cochléaires multicanaux sont utilisés depuis plus de 25 ans. Bien que des facteurs audiologiques et cognitifs entrent en jeu dans le résultat global de l'implant cochléaire, le réglage du processeur est un élément important pour l'obtention de bons résultats et du confort auditif du patient. Le réglage, qui repose sur l'ajustement de nombreux paramètres, doit être fait de manière appropriée et personnalisée pour chaque personne implantée. Il n'existe pas à l'heure actuelle de normes ou d'objectifs concernant les paramètres à ajuster ou les résultats attendus. La plupart des équipes ont un avis d'expert sur le bénéfice auditif attendu pour chaque personne implantée et les réglages peuvent être ajustés tant que cet objectif n'est pas atteint. Mais tous les centres ont-ils les mêmes objectifs en termes de performances auditives ?

A ce jour, il n'existe pas de recommandations de bonnes pratiques cliniques de réglage de l'implant cochléaire, ni d'études comparant scientifiquement différentes approches de réglage ou la modification de tel ou tel paramètre. Ces 25 dernières années, les cliniciens régleurs travaillant auprès des implantés cochléaires ont acquis de nombreuses compétences techniques et cliniques et ont formalisé leurs propres procédures de suivi. Un état des lieux de toutes ces connaissances et pratiques accumulées au fil des années servirait ainsi de point de départ vers une définition progressive des bonnes pratiques cliniques de réglage.

Une enquête menée par le Eargroup auprès de 47 centres d'implantologie à travers le monde s'est donnée pour objectif de faire l'inventaire des pratiques actuelles de réglage d'implant cochléaire. A l'automne 2012 a eu lieu à Anvers, à l'invitation du Eargroup dirigé par le Pr. Paul Govaerts, une conférence-débat réunissant de nombreux centres d'implantologie. En amont de cette réunion, des questionnaires ont été adressés aux différentes équipes. En aval, des entretiens téléphoniques complémentaires ont permis d'approfondir certains points. Chaque centre a transmis au Eargroup les cartes de réglage (MAP) de cinq patients consécutifs ayant été vus la semaine précédant l'entretien téléphonique. Ceci a permis d'évaluer, entre autres, si les régleurs modifiaient beaucoup les paramètres par défaut des systèmes d'implant.

L'ensemble de ces données a été colligé et analysé par Bart Vaerenberg dans le cadre de sa Thèse de Doctorat (Vaerenberg, 2014c) dirigée par le Professeur Paul Govaerts au Eargroup d'Anvers et a donné lieu à la publication « Cochlear Implant Programming : A Global Survey on the State of The Art » (Vaerenberg et al., 2014a) dont le présent article est une traduction-adaptation.

2 Méthode

Le questionnaire

- Combien d'implantés cochléaires suivez-vous dans votre centre et quelle est l'augmentation annuelle de la file active ?
- Quelles marques d'implant posez-vous ?
- Quels sont les paramètres de réglage que vous modifiez à l'activation et pendant le suivi ?
- Quelles évaluations subjective, objective et psycho-acoustique utilisez-vous pour guider le réglage ?
- Quels sont les objectifs que vous vous fixez pour ces différentes évaluations ?

Les centres participants

Quarante-sept centres d'implantologie, dans 17 pays sur les 5 continents (Allemagne, Angleterre, Australie, Belgique, Canada, Espagne, Etats-Unis, France, Inde, Italie, Liban, Maroc, Norvège, Pays-bas, Pologne, Roumanie, Turquie) ont été interrogés par questionnaire papier. Cela représente le suivi de 47600 implantés cochléaires, adultes et enfants, avec une augmentation annuelle de la file active de 4800 patients. Vingt-neuf centres (62%) ont participé à l'enquête complémentaire par entretien téléphonique. Soixante pour cent des centres interrogés sont européens, donc les résultats reflètent certainement davantage les pratiques européennes. Pour la France, le Centre Référent Implant Cochléaire Adulte d' Ile-de-France de la Pitié-Salpêtrière et le Centre de Réglage de Rothschild à Paris, les Centres Hospitalo-Universitaires de Grenoble, Lyon et Montpellier ont participé, soit à l'enquête papier, soit à l'entretien téléphonique. Les MAP de 255 patients pour 34 centres ont été récoltées. Les centres participants ont une expérience moyenne de 21 ans et un nombre médian de patients implantés cochléaires suivis de 625 avec en moyenne 62 nouvelles implantations par an en 2011. Le dispositif Cochlear est le plus représenté (43% des centres), suivi par Med-El (29%), Advanced Bionics (25%), et Neurelec (4%). La majorité des centres (55%) proposent 3 systèmes différents, 10,5% ne proposent qu'un seul système; 10,5% en proposent deux et 24% propose les quatre systèmes disponibles sur le marché. Pour Advanced Bionics, Cochlear et Med-el, il y a des réponses d'au moins 26 centres plus 15 entretiens téléphoniques. Par contre, le système Neurelec est moins représenté. Près de 80% des centres suivent à la fois des populations adultes et pédiatriques, 17% ne suivent que des adultes 4% uniquement des enfants. Les réponses à cette enquête concernent indifféremment les procédures de réglages pour la population pédiatrique et la population adulte.

Stéphanie Borel¹, Bart Vaerenberg², Dorith Amar^{1,3}, Geert de Ceulaer², Isabelle Mosnier^{1,4}, Olivier Sterkers^{1,4}, Paul Govaerts²

1. « Centre Référent Implant Cochléaire Adulte d'Ile-de-France », Otologie, Implants Auditifs, Chirurgie de la base du crâne, Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, AP-HP
2. The Eargroup, Herentalsebaan 75, 2100, Anvers, Belgique (Laboratory of Biomedical Physics, University of Antwerp, Belgium)
3. Laboratoire ENTENDRE, 1 rue Pierre Brossolette 92600 Asnières sur seine, France
4. Inserm UMR-S 1159 « Réhabilitation chirurgicale mini-invasive et robotisée de l'audition », F-75005, Paris, France

L'activation

Combien de temps après l'implantation, le processeur est-il activé ?

En moyenne, chez l'enfant et l'adulte, l'activation du processeur a lieu 4 semaines après l'intervention. Certains centres (Perth, Melbourne, et Chapel Hill) proposent l'activation 2 semaines après l'implantation tandis qu'un centre (Cambridge) ne connecte le processeur qu'après 6 semaines. C'est pour des raisons de cicatrisation que le processeur n'est pas activé tout de suite après l'implantation. Cependant, priver la personne implantée d'audition pendant une trop longue période ne semble pas souhaitable. De plus, on observe une augmentation naturelle et progressive des impédances après la chirurgie qui s'inverse avec le début de la stimulation électrique (De Ceulaer et al., 2003 ; Henkin et al., 2006). Ces deux éléments apparaissent comme des facteurs en faveur d'une activation des électrodes relativement précoce. Certains centres activent couramment le processeur deux semaines après la chirurgie, sans mentionner de difficultés particulières. Ceci semble suggérer que le délai de deux semaines se situe dans une fenêtre de temps acceptable sans pour autant poser de problème de sécurité.

Quelle est la procédure d'activation ?

Trois des centres interrogés (Bruxelles, Fribourg, Hannovre) proposent systématiquement une audiométrie tonale au casque du côté implanté, le jour ou la semaine de l'activation, afin d'évaluer si l'audition résiduelle du côté de l'oreille implantée a été préservée. Tous les centres (100%) commencent la séance d'activation par une mesure d'impédances. Si une électrode est en haute-impédance (circuit ouvert) ou en court-circuit, 60% des cliniciens régleurs la désactivent immédiatement.

La mesure des seuils le jour de l'activation

Pour la quasi-totalité des centres, l'activation consiste entre une mesure des seuils de perception et de confort du patient, sans modification d'autres paramètres de la MAP. Le jour de l'activation, 31% des centres ne mesurent que les seuils de perception puis augmentent globalement la dynamique électrique afin de déterminer les seuils de confort. Avant l'ouverture du microphone. 67% proposent alors un balayage des seuils de confort. A l'inverse, 24% des centres ne mesurent que les seuils de confort. Ceci concerne les systèmes Med-el et Advanced Bionics pour lesquels il est possible de placer les seuils de perception à 0 (Med-el) ou à 10% (A.B/Med-el) des seuils de confort. Enfin, 45% des centres mesurent à la fois les seuils de perception et les seuils de confort. La détermination des seuils de perception se fait le plus souvent par la méthode dite « comportementale », qui consiste à demander au patient de juger le son perçu sur une échelle de sensations sonores graduée allant de « à peine perceptible » à « trop fort ». En cas de mesure comportementale des seuils de confort, la moitié des centres diminue globalement les seuils de confort avant de mettre en route le microphone. L'interpolation, qui consiste à faire déduire au logiciel les seuils des électrodes situées entre deux électrodes ayant été mesurées de façon comportementale est fréquemment utilisée pour les seuils de perception afin de limiter le nombre de seuils mesurés et de réduire la durée de la séance. Les mesures électrophysiologiques eCAP (NRT, ART, NRI) sont également

fréquemment utilisées. Lorsque le microphone est activé pour la première fois, presque tous les centres (93%) ajustent globalement les seuils de perception (45%) et/ou de confort (93%) en fonction de la perception « en environnement » de la personne implantée. La plupart des centres (76%) propose au patient plusieurs programmes contenant des réglages progressifs, afin qu'il puisse augmenter de façon autonome, à son domicile, les seuils lors des premiers jours suivant l'activation. Une démarche similaire, consiste à proposer une large amplitude de volume et laisser la main à l'utilisateur de l'implant pour augmenter lui-même le volume au fil des jours (17% des cas).

Certains centres effectuent une rapide évaluation dès la première ouverture du microphone, comme par exemple, des tests de croissance en sonie (Nijmegen), la détection des sons de LING (Perth), ou la reconnaissance de mots en liste fermée ou ouverte (Paris, Chapel Hill).

Combien de temps dure l'activation ?

Il y a de fortes disparités entre les centres (Figure 1) : 71% d'entre eux font l'activation en une seule session, 11% répartissent l'activation en 4 séances ou davantage, souvent sur plusieurs jours consécutifs. Un centre organise l'activation sur plus de 7 séances (Oslo). Le temps cumulé médian passé est de 1 heure. Ceci ne prend en compte que l'acte technique spécifique de réglage et non le temps passé à rassurer et conseiller le patient, expliquer le fonctionnement du processeur, etc. Certains centres passent plus de 3 heures pour l'activation (Coimbra, Londres St-Thomas, Fribourg, Southampton, Kiel et Oslo) ou plus d'une heure d'évaluation (Oslo, Montpellier et Kiel). Le Eargroup d'Anvers ne passe pas plus de 5 minutes au total, car il utilise une procédure d'activation entièrement automatisée à partir de MAP préétablies. Il n'y a pas de différence significative de durée de réglage entre les suivis des enfants et des adultes.

Les régleurs expérimentés modifient-ils les valeurs par défaut des systèmes d'implant ?

La figure 2 et le tableau 1 reprennent les principaux paramètres modifiés par les régleurs expérimentés le jour de l'activation. Au total, on constate que les modifications de paramètres effectuées d'emblée sont plutôt rares. Cependant, 14% des équipes profitent des premières séances pour expérimenter différentes stratégies ou paramètres.

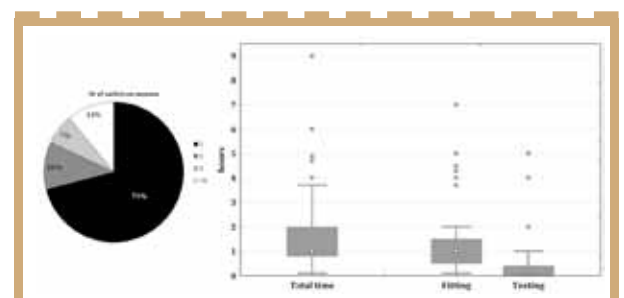


Figure 1 : Nombre de sessions et temps de réglage et d'évaluation pour l'activation



Le planning des sessions de réglage la première année

Après l'activation, tous les centres planifient un certain nombre de sessions consécutives pour augmenter progressivement la charge électrique, atteindre la stabilisation des seuils et modifier, si nécessaire, certains paramètres de réglage. En moyenne, les centres proposent 3 séances d'une heure au premier trimestre, 3 séances d'une heure lors de chacun des 3 trimestres suivants, et une session annuelle par la suite. Lors de ces séances, l'attention est portée à la vérification et l'ajustement des seuils de perception et de confort et/ou à l'optimisation de sensation d'intensité perçue. Pour près de la moitié des centres (46%), les séances de suivi se déroulent sensiblement de la même façon que celle de l'activation. Derrière ce planning moyen, se cachent des différences considérables entre les centres. Même au sein d'un centre, il peut y avoir des différences importantes parmi les cliniciens régleurs et parmi les différents patients (par exemple, les enfants comparativement aux adultes). Dans la plupart des centres, l'activation comporte une partie à faire en autonomie au domicile, par le biais de réglages progressifs. D'autres centres ont des pratiques très différentes, avec par exemple, 5 à 7 séances quotidiennes consécutives (Hanovre, Fribourg, et Oslo).

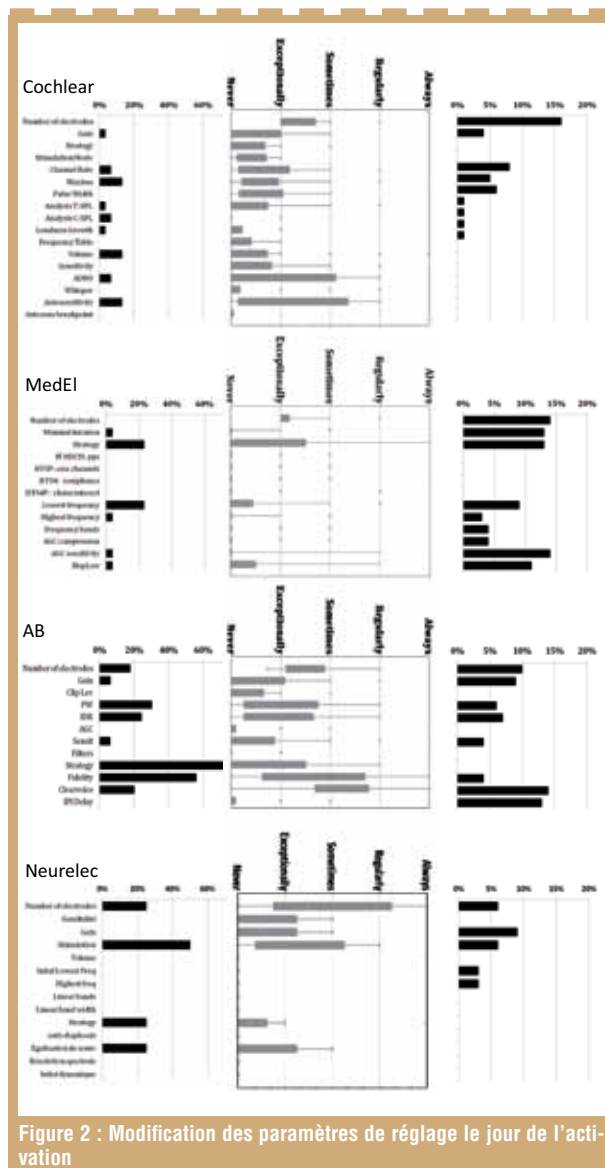


Figure 2 : Modification des paramètres de réglage le jour de l'activation

COCHLEAR			
Paramètre	Valeur par défaut	Modification	fréquence
Maxima	8	9, 12 ou 14	13% des centres
Fréquence de stimulation	900 Hertz	1200 Hertz	6% des centres
Gains acoustiques	Zéro	Prédéfinis dans les automap	Eargroup
T-SPL	25	20	Eargroup
C-SPL	70	65/75	Eargroup/Nothingam

ME-DEL			
Paramètre	Valeur par défaut	Modification	Fréquence
Stratégie	FS4	Le patient doit choisir entre FSP et HDCIS	1 centre
Stratégie	FS4	FS4 FS4p	1 centre
Stratégie	FS4	FS4 p	1 centre
Stratégie	FS4	FSP	3 centres
Limite fréquentielle inférieure	100 ou 250 Hertz	70 Hertz	23% des centres
Limite fréquentielle supérieure	8500 Hertz	8000 Hertz	1 centre
Sensibilité	75%	85%	1 centre
Maplaw (compression)	500	1000	2 centres
Pulse Width	Automatique	Minimum fixé à 20 microsecondes	1 centre

ADVANCED BIONICS			
Paramètre	Valeur par défaut	Modification	Fréquence
Stratégie	HiRes-P fidelity 120	HiRes-S fidelity 120	48% des centres
Stratégie	HiRes-P fidelity 120	HiRes-S	24%
Stratégie	HiRes-P fidelity 120	HiRes-P	78%
Clearvoice	Activé	Désactivé	20%
Pulse width	10,8	Algorithme d'adaptation automatisé APWII	30%
IDR Input Dynamic Range	60	50, 54, 70, ou 80	24%
Sensibilité	0	-10	Eargroup
Gains	0	Prédéfinis dans les automap	Eargroup

NEURELEC			
Paramètre	Valeur par défaut	Modification	Fréquence
Maxima	12	11	Eargroup
Fréquence de stimulation	600 Hertz	500 Hertz	Eargroup

Tableau 1 : Principaux paramètres modifiés le jour de l'activation. Certains paramètres ne sont pas modifiés de façon isolée mais en combinaison les uns avec les autres (ex: pour Advanced Bionics, le Eargroup élargit l'IDR à 80 dB mais diminue la sensibilité à -10)

Ceci semble sous-tendu par l'expérience que ce programme intensif favorise une stabilité rapide des seuils et/ou par le fait que certains patients habitent loin du centre implanteur. Dans certains cas, cela est compensé par un nombre plus réduit de sessions de suivi la première année, comme à Hanovre et à Oslo, où il n'y a pas plus de 4 séances de suivi dans l'année après l'activation du processeur, mais pas à Fribourg, où 10 autres sessions sont prévues la première année dans le cadre d'un projet qui s'inscrit dans un concept structuré de réhabilitation globale. Dans l'année qui suit l'activation, certains centres ne passent pas plus d'environ 1,5 à 2,5 heures à régler le processeur (Rothschild, Casablanca, Gand, Pune, Mumbai, Hanovre, Berlin, Valence et Lyon) et certains ne proposent que 3 séances (Varsovie), tandis que d'autres centres passent au moins 12 heures (Las Palmas, Leiden, London St-Thomas, et Amsterdam) ou jusqu'à 15 sessions (Bruxelles). Une partie considérable de la prise en charge des patients sourds utilisateurs d'implant cochléaire est le temps de consultation et de conseil/coaching. Ce temps n'a pas été demandé dans la présente enquête et il serait intéressant de l'évaluer lors de futures études.

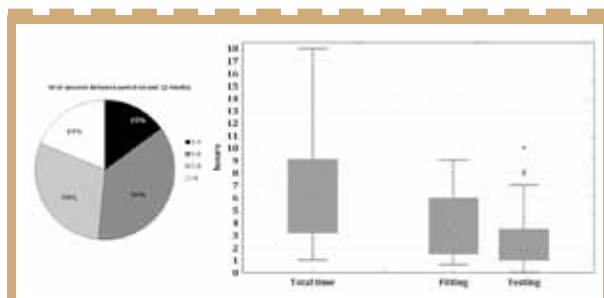


Figure 3 : Nombre de sessions et temps de réglage et d'évaluation lors de la première année

Le suivi à long terme

Après la première année, il y a plus de concordance entre les centres en termes de suivi. Presque tous les centres proposent une session annuelle d'une à deux heures de suivi technique (réglage et essais). Trois centres ont moins d'une session annuelle (Hanovre et Londres-RNTNE tous les deux ans, Nijmegen tous les trois ans, et Mumbai à la demande du patient). Il semble que ces sessions annuelles soient essentiellement prévues pour vérifier le réglage et la stabilité des performances, plutôt que pour effectuer d'importantes modifications du réglage qui est stabilisé une fois les premiers mois passés (Vargas et al., 2012). De ce point de vue, il pourrait sembler justifié d'augmenter l'intervalle d'un an pour la consultation de suivi à long terme. Toutefois, le feedback informel des centres a révélé que ces visites annuelles sont jugées importantes car elles permettent également de faire un bilan technique du processeur, de vérifier l'intégrité du microphone... Interrogé à ce sujet lors de la conférence-débat d'Anvers de novembre 2012, 62% des participants ont estimé que les visites annuelles étaient essentielles pendant les 5 premières années et ce chiffre est tombé à 28% après 5 ans.

L'ajustement des seuils de perception et des seuils de confort lors du suivi

Tous les centres ajustent les seuils de confort et beaucoup d'entre eux (61%) ajustent aussi des seuils de perception. Un ajustement global des seuils est très fréquent (96%), tandis que le changement de rapport entre les hautes et basses fréquences (tilt) se fait

dans moins de la moitié des centres (39%). Tous procèdent à un équilibrage de la sonie par balayage entre les différentes électrodes. Le centre de Grenoble permet à l'ensemble des implantés cochléaire d'équilibrer lui-même la sonie pour chacun des seuils de confort. Certains centres pratiquent également le pitch ranking (17%).

La modification des autres paramètres de réglages

Lors du suivi, parmi les modifications de réglage, la désactivation des électrodes est l'une des actions les plus courantes mais les centres signalent cependant ne la pratiquer qu'assez rarement. Le tableau 2 liste par ordre de fréquence les raisons mentionnées pour la désactivation des électrodes.

Les raisons de désactivation d'électrodes par ordre de fréquence :

- 1- Impédances anormales
- 2- Électrode extra-cochléaire
- 3- Sensations non auditives
- 4- Pas de perception ou perception bruyante
- 5- Seuil de confort exceptionnellement décroché par rapport aux autres
- 6- Électrode ne respectant pas la tonotopie
- 7- Mauvais résultat à l'échelle de sonie, comparaison de sonie
- 8- Pas de réponses aux mesures objectives
- 9- Mauvais résultat à l'audiométrie tonale
- 10- Mauvais résultat à l'audiométrie vocale
- 11- Autre raison

Tableau 2 : Principaux motifs de désactivation d'électrodes par ordre de fréquence

La raison la plus fréquemment rapportée pour la désactivation d'électrode est l'impédance anormale, ce qui ne survient cependant que «parfois». Les électrodes sont également désactivées pour d'autres raisons : extra-cochléaires, si elles provoquent une stimulation non auditive, une perception inconfortable ou si elles sont inaudibles, si le seuil de confort est exceptionnellement élevé ou si les tests tonotopiques comme le pitch ranking ou la discrimination spectrale ne donnent pas les résultats attendus. Ces situations ne surviennent cependant presque jamais. D'autres raisons exceptionnelles de désactivation d'électrode sont des résultats négatifs à un test d'intégrité ou la volonté d'accroître la vitesse de stimulation. Le centre de Leiden au Pays-Bas avait l'habitude de débiter systématiquement avec une ou plusieurs électrodes désactivées (Frijns et al., 2003) mais cette pratique a été récemment abandonnée.

Comment s'assurer que le réglage est optimal ?

Voir figure 4.

Des évaluations basées sur le ressenti du patient

La plupart des centres utilisent des mesures subjectives pour évaluer le réglage : le confort général (93%), le confort auditif (83%) et la présence de sensations non auditives (83%). Aucun des centres interrogés n'a cependant d'objectifs définis et mesurables pour l'une de ces caractéristiques.

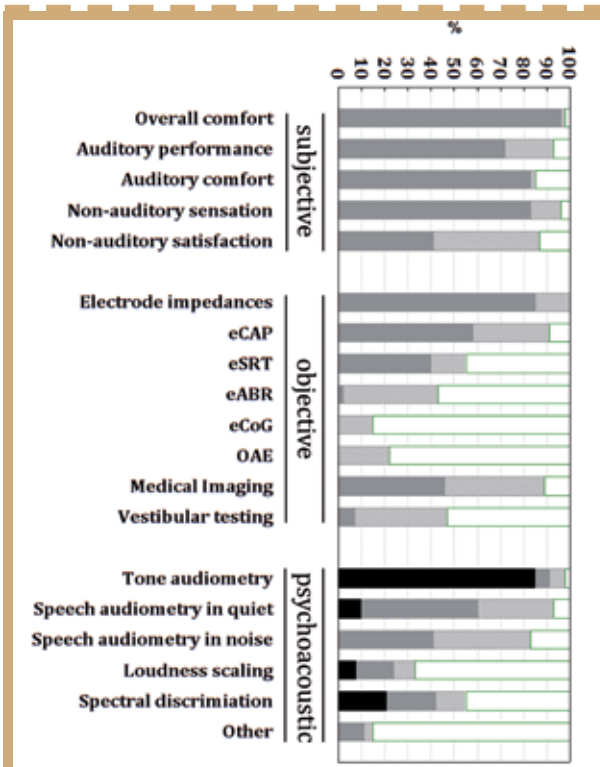


Figure 4 : Fréquence à laquelle les différents tests subjectifs, objectifs et psychoacoustiques sont proposés : non fait (blanc), fait mais sans utilisation pour modifier le réglage (gris hachuré), fait et utilisé pour modifier le réglage mais sans cible (gris plein), fait et utilisé pour modifier le réglage avec une cible (noir).

Des mesures objectives

La mesure d'impédance des électrodes est faite par 100% des centres et motive (si court-circuit ou circuit ouvert) la désactivation de l'électrode pour 85% des centres lors du suivi. Les seuils basés sur les mesures électrophysiologiques de potentiel d'action composite électrique eCAP (NRT, ART ou NRI) (Cafarelli Dess et al., 2005) ou du test du réflexe stapédien par stimulation électrique eSRT (Spivak et al., 1994) sont pratiqués respectivement par 59% et 39% des centres. Ils sont principalement utilisés pour définir les profils globaux de la MAP. L'imagerie médicale post-opératoire est consultée par 46% des centres dans le but de modifier le réglage, principalement pour désactiver les électrodes extracochléaires.

Des mesures psychoacoustiques

Les mesures psycho-acoustiques sont les seules mesures des résultats pour lesquelles un certain nombre de centres ont défini des objectifs. Cela vaut principalement pour l'audiométrie tonale, pour laquelle 85% des centres ont des objectifs fixés entre 20 et 40 dB HL, avec une médiane 30 dB HL (Figure 5).

Les tests de discrimination spectrale sont utilisés pour guider le réglage dans 41% des centres avec dans 20% des cas, avec des objectifs clairs, soit 100% de réussite pour le test de discrimination de phonèmes AŞE (Govaerts et al., 2006) et 83-100% pour les sons de LING. L'audiométrie vocale dans le calme ou dans le bruit est utilisée pour modifier les paramètres de la MAP respectivement par 61% et 41% des centres, mais seulement 11% des centres ont fixé des objectifs bien définis et uniquement pour l'audiométrie vocale dans le calme. Cependant, les objectifs évoqués sont différents d'un

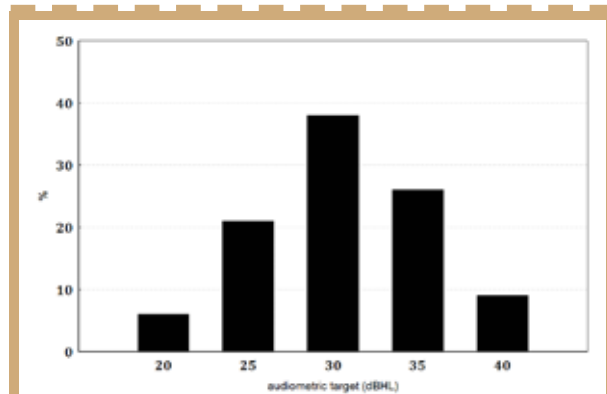


Figure 5 : Cibles pour l'audiométrie tonale en champ libre, implant seul. Près de 40% des centres interrogés ont le seuil de 30 dB HL comme cible.

centre à l'autre. Les tests de croissance en sonie sont utilisés pour modifier le réglage par 24% des centres mais seulement huit centres ont des cibles bien définies, qui sont cette fois les mêmes dans les différents centres, c'est-à-dire, que les résultats se situent dans l'intervalle de confiance des normo-entendants. Les autres tests utilisés sont la lecture indirecte (paragraph tracking), la détection des sons de LING...

4

Discussion

Base commune des pratiques de réglage

L'observation principale que nous pouvons faire est que, malgré la variabilité des pratiques entre les centres, il est tout à fait possible d'extraire une base commune qui serait la suivante :

L'activation

La séance d'activation type comprend une session de conseil/coaching et environ une heure de réglage. Il n'y a pas d'évaluation à ce stade du suivi.

1. L'activation a lieu environ 4 semaines après la chirurgie
2. L'activation débute par une mesure d'impédances avec désactivation d'électrodes en cas de court-circuit ou de circuit-ouvert (haute impédance).
3. Les seuils de confort sont mesurés selon une méthode comportementale, sur un certain nombre d'électrodes le long du faisceau. Les seuils des électrodes restantes sont interpolés à partir des seuils mesurés.
4. Le seuil de perception est défini à 0 ou 10% des seuils de confort (Advanced Bionics/Med-el). Pour Cochlear et Neurelec, plusieurs seuils de perception sont mesurés, les autres sont interpolés.
5. Un équilibrage du volume est effectué par balayage successif de chacune des électrodes.
6. Une diminution des seuils de confort avant d'activer le microphone pour la première fois.
7. Le microphone est laissé activé quelques minutes pour habitude. Certains sons forts sont produits afin de vérifier qu'ils sont tolérés. Le clinicien régleur augmente ou diminue globalement les seuils afin de rendre la sensation d'intensité tolérable et agréable.
8. Le clinicien régleur charge plusieurs MAP progressives (avec des seuils légèrement augmentés à chaque fois) dans le processeur

9. La personne implantée est encouragée à passer au réglage supérieur tous les deux jours.

La séance de suivi type lors de première année comprend trois séances mensuelles suivies de trois séances trimestrielles d'une heure chacune.

Les réglages de suivi

Le déroulé des séances de suivi dans la majorité des centres est le suivant :

1. Une audiométrie tonale et vocale dans le calme
2. Une mesure d'impédances permet de désactiver les électrodes en court-circuit ou circuit ouvert
3. Une vérification des seuils sur chacune des électrodes individuellement en équilibrant la sonie
4. Une modification globale des seuils de perception et de confort
5. Si nécessaire, une bascule globale (tilt) des seuils de confort des graves vers les aigus ou inversement
6. Le clinicien régleur doit alors définir ses propres critères pour identifier les cas particuliers pour lesquels d'autres paramètres de réglages devront être modifiés.

La désactivation d'électrodes

C'est la modification la plus fréquente de la MAP, bien qu'elle reste rare. Cela pourrait faire l'objet d'une réflexion puisque la désactivation de certaines électrodes peut parfois sensiblement améliorer la performance auditive. Lorsqu'il a été demandé aux participants au débat si la désactivation sélective d'une électrode pouvait entraîner une amélioration significative de la compréhension de la parole, 95% d'entre eux ont répondu « oui ». Cependant, il reste difficile d'identifier quelles électrodes désactiver. Trouver une méthode valable pour identifier les électrodes dont la désactivation améliore significativement la performance auditive, serait un sujet très intéressant à explorer dans le futur.

La mesure des seuils de perception et de confort

La pratique des réglages progressifs semble courante dans les suites immédiates de l'activation. De même, la méthode d'interpolation des seuils semble de plus en plus utilisée. En effet, pour la mesure des seuils de perception et de confort l'évaluation comportementale est la pratique la plus courante, mais, alors que, par le passé, les électrodes étaient mesurées une par une, évaluer les niveaux de quelques électrodes et déduire les seuils des électrodes restantes par interpolation semble aujourd'hui une pratique courante. Dans certains cas, cela peut être sur seulement 3 électrodes (Southampton, Iasi). La plupart des centres complètent par un équilibrage de la sonie de chaque seuil par une comparaison des seuils sous la forme d'un balayage (62%). Il existe de plus en plus de preuves que cette approche, par interpolation, donne d'aussi bons résultats (Plant et al. 2005) que l'approche plus traditionnelle, électrode par électrode. Cependant, pour le premier réglage, lors de l'activation, l'interpolation des seuils de confort n'est utilisée que dans une minorité de centres (29%) et est alors complétée par une évaluation de l'équilibrage de sonie par balayage des seuils (43%).

L'utilisation des mesures électrophysiologiques

Les potentiels d'actions composites électriques (eCAP), utilisés par de nombreux centres, semblent être davantage utilisés pour indication globale des seuils de perception et de confort que pour obtenir des valeurs de seuils à respecter strictement. Alors que de nombreuses études évoquent une corrélation entre les seuils de réglage obtenus avec les eCAP et ceux obtenus avec une procédure comportementale, il n'y a pas à notre connaissance d'étude mettant en évidence une amélioration de la compréhension de la parole lorsqu'une optimisation est proposée à base d'eCAP.

Les objectifs et l'évaluation du réglage

D'après le Eargroup d'Anvers, dont les pratiques sont différentes, le plus frappant est l'observation que les centres s'appuient essentiellement sur les impressions subjectives de l'adulte implanté pour proposer des modifications des réglages. Ce qui constitue notre pratique quotidienne peut paraître en fait surprenant car de nombreux utilisateurs d'implant cochléaire n'ont pas de point de référence clair pour estimer la qualité subjective du son, soit parce qu'ils n'ont jamais eu une audition normale avant l'implantation, soit parce qu'ils ont expérimenté une privation neurosensorielle durant de nombreuses années et/ou se sont habitués aux caractéristiques sonores d'une aide auditive. De plus, ces impressions subjectives ne sont pas quantitatives et ne peuvent donc guère conduire à des processus d'optimisation systématique. En outre, de nombreux cliniciens expérimentés ont indiqué qu'il arrive que le jugement subjectif du patient ne coïncide pas avec des performances optimales. Les mesures objectives ne sont utilisées que pour obtenir une estimation préalable du profil global des seuils de perception et de confort, mais elles ne servent presque jamais au réglage précis du processeur. On pourrait attendre, après plus de 25 ans d'implantation cochléaire, que le domaine ait développé des objectifs psycho-acoustiques pour orienter le réglage du dispositif, mais la présente enquête montre qu'actuellement ces objectifs n'existent que pour les seuils à l'audiométrie tonale (Figure n°5).

Une des raisons de l'absence d'objectifs pour d'autres évaluations comme l'audiométrie vocale peut être le fait que prédire l'effet d'une modification du réglage sur l'intelligibilité auditive est complexe.

La compréhension de la parole ne dépend guère des seuils mais plutôt du traitement supraliminaire du son. La fonction de base de la cochlée est de discriminer les différentes caractéristiques du son, comme l'intensité ou le contenu spectro-temporel, et il est frappant de voir que moins de 50% des centres rapportent baser leur réglage sur des mesures visant à évaluer ces indices, d'autant plus que seuls 25% d'entre eux ont des objectifs dans ce domaine (Govaerts et al., 2006 ; Vaerenberg et al., 2014b). L'audiométrie vocale dans le calme ou dans le bruit reflète la performance auditive quotidienne, mais dépend à la fois du traitement cochléaire du son et des compétences cognitives. L'audiométrie vocale n'est donc que partiellement représentative de la qualité du fonctionnement cochléaire. Elle est utilisée par environ la moitié des centres, mais plutôt pour contrôler l'amélioration ou la stabilité des performances au cours du temps. Seuls 11% des équipes disent avoir défini des cibles d'audiométrie vocale pour le réglage de l'implant.



Au vu de l'augmentation du nombre de personnes implantées, du vieillissement de la cohorte des patients implantés et de l'élargissement des indications, il devient fondamental de mieux comprendre le rôle de chacun de ces paramètres en proposant des études ciblées sur l'effet d'une modification de chacun d'entre-eux : IDR, sensibilité, AGC, Maplaw...

5

Bibliographie

D. Cafarelli Dees, N. Dillier, W.K. Lai et al., "Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the nucleus CI24M cochlear implant system," *Audiology and Neurotology*, vol. 10, no. 2, pp. 105-116, 2005.

G. De Ceulaer, S. Johnson, M. Yperman et al., "Long-term evaluation of the effect of intracochlear steroid deposition on electrode impedance in cochlear implant patients," *Otology and Neurotology*, vol. 24, no. 5, pp. 769-774, 2003.

J. H. M. Frijns, W. M. C. Klop, R. M. Bonnet, and J. J. Briaire, "Optimizing the number of electrodes with high-rate stimulation of the clarion CII cochlear implant," *Acta Oto-Laryngologica*, vol. 123, no. 2, pp. 138-142, 2003.

P. J. Govaerts, K. Daemers, M. Yperman, C. De Beukelaer, G. De Saegher, and G. De Ceulaer, "Auditory speech sounds evaluation (ASE): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment," *Cochlear Implants International*, vol. 7, no. 2, pp. 92-106, 2006.

Y. Henkin, R. Kaplan-Neeman, J. Kronenberg, L. Migirov, M. Hildesheimer, and C. Muchnik, "A longitudinal study of electrical stimulation levels and

electrode impedance in children using the Clarion cochlear implant," *Acta Oto-Laryngologica*, vol. 126, no. 6, pp. 581-586, 2006.

K. Plant, M.-A. Law, L. Whitford et al., "Evaluation of streamlined programming procedures for the nucleus cochlear implant with the Contour electrode array," *Ear and Hearing*, vol. 26, no. 6, pp. 651-668, 2005.

L. G. Spivak, P. M. Chute, A. L. Popp, and S. C. Parisier, "Programming the cochlear implant based on electrical acoustic reflex thresholds: patient performance," *Laryngoscope*, vol. 104, no. 10, pp. 1225-1230, 1994.

B. Vaerenberg, C. Smits, G. De Ceulaer, E. Zir, S. Harman, N. Jaspers, Y. Tam, M. Dillon, T. Wesarg, D. Martin-Bonniot, L. Gärtner, S. Cozma, J. Kosaner, S. Prentiss, P. Sasidharan, J.J. Briaire, J. Bradley, J. Debruyne, R. Hollow, R. Patadia, L. Mens, K. Veekmans, R. Greisiger, E. Harboun-Cohen, S. Borel, D. Tavora-Vieira, P. Mancini, H. Cullington, A.H. Ng, A. Walkowiak, W.H. Shapiro, P.J. Govaerts, "Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art", *ScientificWorldJournal*. 2014a. Téléchargeable : <http://www.eargroup.net>

B. Vaerenberg, P.J. Govaerts, T. Stainsby, P. Nopp, A. Gault, and D. Gnansia, "A uniform graphical representation of intensity coding in current generation cochlear implant systems," *EarHear*. 2014b, march. Téléchargeable : <http://www.eargroup.net>

B. Vaerenberg, "Programming cochlear implants for auditory performance", Thèse de Doctorat. Université d'Anvers. 2014c. Téléchargeable : <http://www.eargroup.net>

J. L. Vargas, M. Sainz, C. Roldan, I. Alvarez, and A. de la Torre, "Long-term evolution of the electrical stimulation levels for cochlear implant patients," *Clinical and Experimental Oto-rhinolaryngology*, vol. 5, no. 4, pp. 194-200, 2012.

 **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 



La première application à montrer ce que vos patients ne peuvent pas voir.

L'application Phonak Virtual Mirror utilise un iPad pour refléter l'oreille d'un patient appareillée d'une aide auditive Phonak. Modifiez sa couleur virtuellement en fonction de ses préférences et envoyez les images en haute définition par e-mail, tout en pouvant émettre une commande en un simple clic. L'application Phonak Virtual Mirror est l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

Ingénieux, tout simplement

Dossier Réglage et recherche des cibles des implants cochléaires assisté par ordinateur.



Article adapté en français d'après l'article de Vaerenberg B., De Ceulaer G., Szlavik Z., Mancini P., Buechner A., & Govaerts P.J. (2014(c)). *Setting and reaching targets with computer-assisted cochlear implant fitting*. Hindawi publishing corporation the scientific world journal, 1-8.

Le but de cet article est de présenter une synthèse de l'étude qui a été réalisée par Bart Vaerenberg dans le cadre de sa thèse de Doctorat (Vaerenberg, 2014 (c)) dirigée par le Professeur Paul Govaerts au Eargroup d'Anvers et qui a fait l'objet d'une publication internationale (Vaerenberg et al. 2014 (a)). Cet article a été revu et corrigé par l'équipe du Eargroup d'Anvers. Le but de cette étude était de montrer la possibilité d'atteindre des objectifs prédéfinis sur la base de tests psycho-acoustiques et d'adopter une méthodologie systématique de réglage pour atteindre ces objectifs prédéfinis, de façon multicentrique. Les résultats sont traduits et adaptés dans le présent article.

Résumé

Il s'agit d'une étude multicentrique basée sur des données obtenues dans la clinique Eargroup à Anvers ainsi qu'au sein de 14 autres centres spécialisés dans les implants cochléaires. Les sujets évalués, adultes et enfants, sont au nombre de 255 et sont utilisateurs des IC de la marque Advanced Bionics HiRes90k. Le but de l'étude est de montrer la possibilité d'atteindre des objectifs prédéfinis (cible) sur la base de tests psycho-acoustiques et cela à l'aide du logiciel FOX®. Pour chaque patient, 66 mesures psycho-acoustiques définies à partir du logiciel AŞE® ont été enregistrées après l'implantation : audiométrie tonale en champ libre (6 mesures), audiométrie vocale ⁴, discrimination de phonèmes ²⁰ et croissance en sonie ³⁶. Ces résultats ont été réduits à 22 variables et pour chaque variable, une cible précise était définie à l'avance. Les résultats ont été comparés avant et après FOX®. Le logiciel d'aide au réglage FOX® a permis de rapprocher les 22 cibles respectives. L'usage des «Auto-MAPs» a permis d'atteindre plus de la moitié (57%) des cibles. De surcroît, la personnalisation du réglage par FOX® a permis d'obtenir une amélioration significative de 24 % des cibles. Ainsi FOX® constitue un outil efficace pour parvenir à une approche systématique de la programmation des processeurs d'implant cochléaire, permettant une meilleure optimisation de la MAP (carte de réglages) des utilisateurs. Les résultats de cette étude montrent donc que FOX® est un outil fiable et efficace pouvant être utilisé de façon multicentrique.

1

Introduction

L'état de l'art sur la programmation des implants cochléaires (Vaerenberg et al., 2014 (b), voir présent numéro p. 9) a montré qu'il n'y a pas de règles structurées entre les différents centres d'IC. Les praticiens basent leur réglage essentiellement sur le confort du patient et sur leurs expériences. Cette tâche est cependant de plus en plus difficile due à la diversité des paramètres de réglages disponibles. Le Eargroup a donc pensé à systématiser les réglages en déterminant des mesures et des cibles permettant d'adopter des approches et des algorithmes systématiques pour atteindre des objectifs. Ils ont ainsi développé une méthode structurée (Vaerenberg et al., 2014 (a), voir présent numéro p. 22) basée sur des tests psycho-acoustiques (AŞE) et sur l'intelligence artificielle (FOX) dans le but d'ajuster les paramètres du processeur. Cette méthode permet de structurer la programmation des IC et de faciliter sa transmission aux futurs praticiens.

Pour chacun des points mesurés par les tests (AŞE®) il a été défini des objectifs considérés comme acceptable (voir matériel et méthodes). Ces objectifs sont proches des valeurs obtenues par les normo-entendants.

Le logiciel FOX® analyse les paramètres de la MAP du patient ainsi que ses résultats aux tests psycho-acoustiques. Si les cibles ne sont pas atteintes, alors la performance est considérée comme sous-optimale et FOX® émet des recommandations (modifications des paramètres de la MAP) qu'il juge pertinentes pour optimiser les résultats des tests psycho-acoustiques. L'objectif est d'optimiser la MAP en recommandant des ajustements de paramètres qui mèneront à l'optimisation de la qualité auditive du patient.

Les recommandations sont présentées au praticien, qu'il peut accepter ou refuser. A l'issue de la nouvelle MAP, les tests psycho-acoustiques peuvent être réitérés et soumis à nouveau au logiciel FOX® qui peut alors suggérer d'autres changements de paramètres ou confirmer l'ajustement optimal.

2

Méthode

1. Sujets

Les données de 255 sujets adultes et enfants implantés par un système HiRes90k d'Advanced Bionics (AB) ont été rétrospectivement extraites à partir de Janvier 2008. Les sujets étaient suivis au Eargroup à Anvers ainsi que dans de 14 autres centres spécialisés dans les IC. Lors de la période initiale d'adaptation après l'activation de l'IC, la majorité des sujets (N = 228) ont bénéficié d'un réglage par le système de programmation FOX®.

Dorith Amar¹⁻²,
Bart Vaerenberg³,
Stéphanie Borel¹,
Geert de Ceulaer³,
Isabelle Mosnier¹⁻⁴,
Olivier Sterkers¹⁻⁴,
Paul Govaerts³⁻⁵

1. Centre Référent Implant Cochléaire Adulte d'Ile-de-France, Otologie, Implants Auditifs, Chirurgie de la base du crâne, Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, AP-HP
2. Laboratoire ENTENDRE, 1 rue Pierre Brossolette 92600 Asnières sur seine, France
3. The Eargroup, Herentalsebaan 75, 2100, Anvers, Belgique
4. Inserm UMR-S 1159 « Réhabilitation chirurgicale mini-invasive et robotisée de l'audition », F-75005, Paris, France
5. Laboratory of Biomedical Physics, University of Antwerp, Belgium

Les sujets ont tous suivi la même procédure. La plupart venait du Eargroup à Anvers, en Belgique (152), 21 sujets de l'Université Sapienza à Rome en Italie, 21 sujets de l'Université MHH d'Hanovre en Allemagne, 17 sujets du Service Yorkshire d'implant cochléaire de Bradford au Royaume-Uni et 10 sujets de l'hôpital universitaire de Nijmegen aux Pays-Bas et 10 centres dont la France, Inde, Italie, Liban, Maroc et Royaume-Uni ont inclus entre un et neuf sujets chacun.

2. Matériel et procédure

L'évaluation s'est déroulée en quatre sessions. Tous les sujets ont été suivis par un spécialiste expérimenté assisté par le logiciel FOX® selon les procédures décrites dans Govaerts et al (2010) et Vaerenberg et al (2011). Pendant environ deux semaines les patients ont porté un processeur de son, comprenant la liste des «Auto-MAPs» progressives. Les seuils initiaux de perception T et de confort M étaient réglés respectivement à environ 20 à 90 UC, le

T-mic a été utilisé et la plage de volume a été réglée à $\pm 5\%$. Le patient a essayé de passer à l'Auto-MAP supérieure tous les 2 ou 3 jours tant qu'il sentait une amélioration. Il s'est arrêté au réglage le plus fort avant l'inconfort. Une fois que ce niveau a été atteint, le réglage fin de la MAP assisté par FOX® a commencé en 3 autres sessions sur 3 mois (Tableau 1).

Les 3 sessions suivantes ont consisté en la réalisation de tests psycho-acoustiques, dans le but de personnaliser le réglage. Les objectifs ont été définis pour l'ensemble des tests psycho-acoustiques (Tableau 2).

L'objectif initial était : la détection et la discrimination du signal acoustique en utilisant respectivement le test:

- **d'audiométrie tonale** (6 mesures), seuils déterminés en champ libre avec haut-parleur placé à 1m du sujet avec des sons vobulés présentés à 250, 500, 1000, 2000, 4000 et 8000 Hz.

Table 1. Overview of the fitting procedure

Session	Programming	Outcome measure
Switch-on	Auto maps loaded	None
Session 2 (2 weeks)	Electrode deactivation (if required)	Impedance Telemetry, Free Field Audiometry
Session 3 (4 weeks)	MAP optimisation as recommended by FOX, but only if targets not reached	Free Field Audiometry, Phoneme Discrimination
Session 4 (10-12 weeks)	MAP optimisation as recommended by FOX, but only if targets not reached	Loudness Scaling, Speech Audiometry

Tableau 1 : Procédure (D'après Vaerenberg et al. 2014 (a)).

Table 2. Overview of outcome variables with value definitions for 'target' and 'close to target'

Audiological test	N	Outcome variable	Target	almost on target	% on target at first	% on target at last	% almost on target at last
Audiometry	255	250 Hz	≤ 35 dBHL	≤ 40 dBHL	56	80	88
	255	500 Hz	≤ 30 dBHL	≤ 40 dBHL	71	84	92
	255	1000 Hz	≤ 30 dBHL	≤ 40 dBHL	69	84	89
	255	2000 Hz	≤ 30 dBHL	≤ 40 dBHL	64	85	90
	255	4000 Hz	≤ 30 dBHL	≤ 40 dBHL	55	81	90
	255	8000 Hz	≤ 30 dBHL	≤ 40 dBHL	55	77	89
Spectral discrimination	102	set of 20 contrasts	$\geq 18/20$	$\geq 17/20$	82	97	99
Loudness scaling *	177	250 Hz (30-40 dB SPL)	1,1 - 2,8	0,8 - 3,1	47	71	76
	178	250 Hz (45-55 dB SPL)	1,9 - 3,6	1,6 - 3,9	62	82	88
	180	250 Hz (60-70 dB SPL)	2,9 - 4,4	2,6 - 4,7	59	82	91
	182	250 Hz (75-85 dB SPL)	4,1 - 5,8	3,7 - 6,1	42	70	90
	180	1000 Hz (30-40 dB SPL)	1,2 - 2,3	0,9 - 2,6	58	76	81
	180	1000 Hz (45-55 dB SPL)	1,9 - 2,9	1,6 - 3,2	49	73	87
	181	1000 Hz (60-70 dB SPL)	2,7 - 3,7	2,4 - 4,0	45	67	83
	182	1000 Hz (75-85 dB SPL)	3,4 - 5,1	3,1 - 5,4	75	88	90
	178	4000 Hz (30-40 dB SPL)	0,6 - 2,1	0,3 - 2,4	71	90	94
	180	4000 Hz (45-55 dB SPL)	1,3 - 2,7	1,0 - 2,4	41	67	80
	137	4000 Hz (60-70 dB SPL)	1,9 - 3,4	1,6 - 3,7	37	56	68
	178	4000 Hz (75-85 dB SPL)	2,6 - 4,2	2,3 - 4,5	46	60	80
Speech audiometry	58	differential scores at 40 vs 55 dB SPL	-15 - 15 %	-20 - 20 %	19	34	40
	92	differential scores at 55 vs 70 dB SPL	-15 - 15 %	-20 - 20 %	65	87	91
	89	differential scores at 70 vs 85 dB SPL	-15 - 15 %	-20 - 20 %	81	94	96

J: number of included records; *Outcome variable*: see text for more information; *Target dimensions*: for Audiometry: dBHL; for Spectral discrimination: score on 20; for Loudness scaling: average score on visual-analog scale; for speech audiometry: difference in phoneme score between 2 presentation levels (see text for details). (*) for loudness scaling, the target values correspond to the 95% confidence interval in hearing subjects.

Tableau 2 : Ensemble des résultats des différentes variables avec leurs valeurs cible «absolue» (objectif) et leurs cibles «proches» de performance (D'après Vaerenberg et al. 2014(a)).



- **AŞE® discrimination de phonème** (20 paires), utilisant 20 contrastes sonores [a]-[r], [u]-[l], [u]-[a], [u]-[i], [i]-[a], [o]-[a], [i]-[ε], [m]-[z], [s]-[f], [ε]-[a], [u]-[o], [ə]-[a], [ə]-[o], [ə]-[ε], [ə]-[i], [z]-[s], [v]-[z], [ə]-[u], [u]-[y], [y]-[i] présentée à 70dB_{SPL} à 1m du sujet (Govaerts, 2006). Le sujet doit signaler lorsque le contraste apparaît. Les résultats sont enregistrés ce qui donne 20 résultats regroupés. Une variable représentant le score cumulé sur 20.

Par la suite, l'identification a été optimisée en utilisant le test AŞE® de croissance en sonie et le test d'audiométrie vocale.

- **AŞE® croissance en sonie** (36 mesures), un bruit à bande étroite octave 1/3rd, centrées sur 250, 1000 et 4000 Hz de 1876 ms est présenté deux fois à chaque niveau d'intensité. Le sujet doit décrire l'intensité subjective qu'il associe au stimulus perçu à l'aide de l'échelle visuelle analogique composée de sept niveaux allant de 0 (inaudible) à 6 (trop fort). Les niveaux ont été présentés de façon aléatoire à intervalles de 5 dB entre 30 et 80 dB_{HL}. Cela permet d'obtenir 36 valeurs. Les scores sont regroupés pour quatre niveaux différents (30-35-40 dB_{HL}, 45-50-55 dB_{HL}, 60-65-70 dB_{HL} et 75-80-85 dB_{HL}), ce qui permet d'obtenir 12 variables.

- **d'audiométrie vocale** (4 mesures), listes de mots monosyllabiques CVC présenté à 40, 55, 70 et 85 dB SPL à 1m du sujet. Le résultat est exprimé en pourcentage de phonèmes correctement répétés. La pente entre deux points voisins a ensuite été calculée, ce qui permet d'obtenir trois variables.

66 mesures ont ainsi été obtenues, dont certaines ont été regroupées de telle sorte que le nombre final soit réduit à 22 variables de résultats (Tableau 2). L'audiométrie a été réalisée chez tous les sujets, mais les autres tests n'ont pas été réalisés pour tous en raison de l'âge ou la capacité cognitive.

Si le résultat mesuré était à l'intérieur de l'intervalle cible définie, le praticien (assisté par FOX®) n'a effectué aucune modification. Si le résultat n'était pas à l'intérieur de la cible, FOX® a formulé des recommandations pour modifier la MAP dans une tentative de mettre le résultat le plus proche de la cible.

Dans la plupart des cas, le praticien avait accepté les recommandations de FOX®. Les mêmes tests ont alors été réitérés et soumis à nouveau au logiciel FOX®, qui a alors suggéré d'autres changements de MAP ou confirmé l'ajustement optimal. Les résultats de ces tests ont permis de quantifier l'efficacité de l'IC mais également de déterminer des objectifs en comparant ces résultats à ceux des sujets normo-entendants.

Pour chacune des 22 variables de résultats, une cible « absolue » et une cible « proche » de performance ont été définies comme le montre le Tableau 2. Les objectifs fixés étaient pour le test :

- d'audiométrie tonale de 30 dB, ce qui correspond à la limite inférieure du microphone de l'appareil,
- discrimination de phonèmes fixée à 85%, ce qui correspond à une bonne compréhension de la parole,
- croissance en sonie un intervalle de confiance de 95%, audition des sujets normo-entendants
- d'audiométrie vocale une pente de $\pm 15\%$.

Les auteurs ont calculé deux mesures de réussites :

- le taux de succès cible (THR) pour chaque variable de résultat
- le taux de succès du sujet (SHR) individuel.

Ces mesures ont été réalisées à deux moments, le premier après l'activation (initial), reflète le taux de réussite de cette procédure de démarrage. Le second, quand l'optimisation est considérée comme terminée par FOX®, dernière fois que le résultat a été mesuré (final),

correspond au taux de réussite de cette méthode de réglage.

Le THR a été calculé pour chaque variable comme le pourcentage de sujet ayant atteint la cible. Si l'objectif n'a pas été atteint, l'intervalle entre la mesure initiale et la mesure finale est examiné. Un petit intervalle indique que le processus d'optimisation pourrait ne pas avoir été terminé et que la poursuite de l'optimisation pourrait encore être possible si les sessions de programmation supplémentaires étaient entreprises. Dans ce cas, le THR pourrait être une sous-estimé. Le SHR a été calculé individuellement comme le pourcentage des 22 cibles atteintes par le sujet. De plus pour le THR et le SHR, il a été calculé le pourcentage de sujet ayant atteint les cibles « proches » appelées respectivement tTHR et tSHR.

3. Statistiques

Les tests descriptifs ont été utilisés pour présenter les résultats en histogrammes pour les mesures THR et en boîte à moustaches pour les SHR. Les tests non paramétriques ont été utilisés pour comparer les mesures THR initial et final et les SHR (tests de Wilcoxon appariés). Si, une valeur de p est trouvée inférieure à 0,05 alors la différence est considérée comme significative

3

Résultats

Les **Figures 1-(a) et 2-(a)** représentent le pourcentage de THR et tTHR de l'ensemble des 22 variables de résultat individuel. Après la mise sous tension, le pourcentage de sujets qui ont atteint la cible (THR) pour le test d'audiométrie vocale à 40-55 dB est de 19% et de 82% pour le test de discrimination de phonèmes. Après l'optimisation de FOX®, on observe une amélioration des cibles pour toutes les variables des résultats individuels (21%, $p < 0,001$).

La **Figure 3** représente les résultats SHR. Cette représentation permet d'analyser le pourcentage des 22 cibles atteintes par les sujets. Par exemple, après l'activation, le SHR moyen est de 57% et cela avant que toute optimisation soit faite. Cela signifie que le sujet moyen a déjà atteint 13 cibles sur les 22. L'optimisation de FOX® a donné une amélioration de 24% chez les SHR, passant de 57% à 81% ($p < 0,001$). Une autre amélioration de 8% ($p < 0,001$) a été observé pour les cibles « proches » (tSHR).

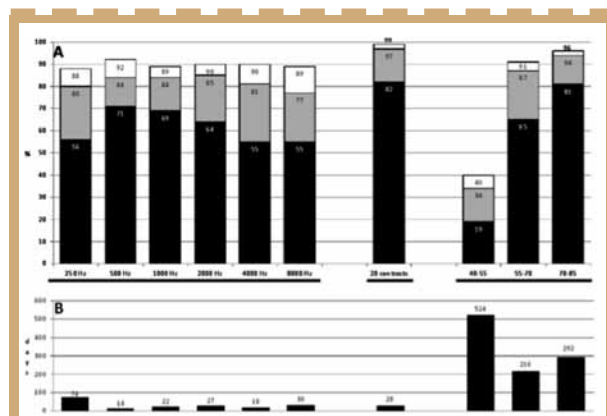


Figure 1 : Figure 1-(A) : Pourcentages de sujets qui ont atteint la cible (THR) au test initial (noir), final (le gris) et au final pour la cible «proche» (tTHR) (blancs) au test d'audiométrie, AŞE® discrimination de phonème et test d'audiométrie vocale. 1-(B): Intervalle entre la mesure initiale et finale pour les sujets qui n'ont pas atteint d'objectif à la dernière mesure (D'après Vaerenberg et al. 2014 (a)).

Le bon fonctionnement des IC requiert des techniques de réglage complexes. L'optimisation de la procédure de réglage nécessite une programmation adaptée via la modification des différents paramètres, de manière à obtenir la MAP adaptée au profil audiologique du patient qui lui donnera la meilleure intelligibilité de la parole. Mais également grâce à des mesures des performances quantitatives ou objectives permettant d'atteindre des objectifs prédéfinis (Shapiro & Bradham, 2012) ainsi que l'utilisation d'une approche et des algorithmes plus systématiques plutôt qu'une méthode issue de l'expérience (souvent essais et erreurs) (Vaerenberg, B et al., 2014). Ces deux dernières conditions ne sont pas évidentes. En effet, comme l'a révélé la récente enquête internationale (Vaerenberg et al., 2014 (b) voir présent numéro p. N) à l'heure actuelle il n'existe pas de méthode normalisée ou d'objectifs déterminés pour obtenir une MAP efficace. Les praticiens font des ajustements des MAP en fonction de leur connaissance des niveaux attendus et évaluent les performances en fonction de la réaction des patients.

Cette étude a montré que la fixation d'objectifs a permis à différents centres d'appliquer une méthode systématique et de surveiller la qualité des réglages. Il est essentiel de pouvoir surveiller la capacité et de vérifier objectivement la réussite du réglage. L'utilisation d'objectifs précis permet aux praticiens de définir ce qu'on entend par une MAP optimisée et d'assurer une cohérence entre les différents professionnels et centres de réglage.

Le système auditif est un organe complexe, il nécessite donc un système d'évaluation du même ordre. En l'absence d'un accord international sur la fixation d'objectifs, le Eargroup a choisi les cibles psycho-acoustiques (AŞE®), telle que présentées dans cette étude. Ils permettent d'évaluer les fonctions cochléaires plus en détail en décomposant le codage du son en ses différentes composantes telles que l'intensité et le contenu spectral et temporel (Govaerts et al., 2010). Les tests de AŞE® testent les trois niveaux du système auditif:

- la détection (audiométrie tonale),
- la discrimination qui est propre à l'oreille interne (AŞE® discrimination phonème),

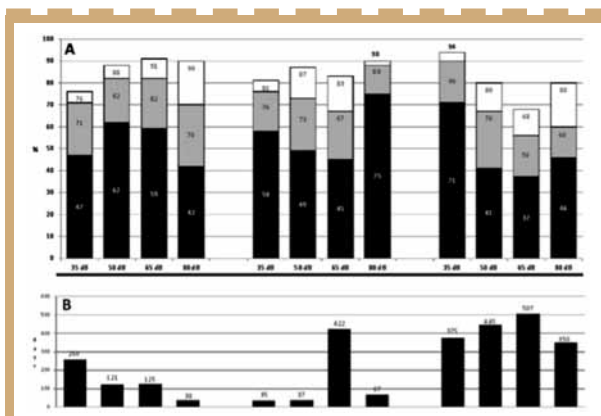


Figure 2-(A) : Pourcentages de sujets qui ont atteint la cible (THR) au test initial (noir), final (le gris) et au final la cible « proche » (tTHR) (blancs) au test test AŞE® croissance en sonie à 250, 1000 et 4000 Hz. 2-(B) : Intervalle entre la mesure initiale et finale pour les sujets qui n'ont pas atteint d'objectif à la dernière mesure. (D'après Vaerenberg et al. 2014 (a)).

- l'identification qui fait référence à la capacité cognitive (AŞE® croissance en sonie et audiogramme vocal).

La plupart des tests peuvent être utilisés aussi bien pour les adultes que pour les enfants, car ils ne nécessitent pas une grande capacité cognitive ou un niveau de langue. Ils sont également faciles à mettre en œuvre en multicentrique.

Le choix de ces variables est encore à discuter. Le Eargroup ouvre le débat et demande qu'un consensus soit fait pour optimiser d'avantage la méthode de réglage des IC. Les objectifs et les cibles « proches » choisis ont quand même été bien réfléchis et sont pour :

- L'audiométrie tonale : avoir les seuils audiométriques à 30 dBHL. Cette valeur est déterminée selon la limite de la technologie des IC qui correspond à la combinaison de la sensibilité du microphone, le pré-traitement final, les étapes de filtrages ainsi que le bruit interne des IC (Vaerenberg et al., 2014 (d)).
- Le test de discrimination de phonèmes AŞE® : un score de 85%, ce qui signifie que 17 des 20 contrastes présentés doivent être discriminés par le sujet. Une étude non publiée par le Eargroup a montré qu'une bonne intelligibilité de la parole (score de phonèmes > 60% sur les listes mots monosyllabiques) est obtenue chez les sujets ayant un score d'au moins 85% sur le test de discrimination de phonèmes.
- Le test de croissance en sonie AŞE® : se situer dans l'intervalle de confiance de 95 % des sujets normo-entendants.
- Le test d'audiométrie vocale : avoir des scores aux quatre niveaux présentés (40-55-70-85 dB SPL) aussi proches que possible du meilleur des quatre scores. C'est à dire atteindre des performances équivalentes aux quatre intensités, la pente des trois lignes qui relie les quatre scores doit être aussi proche que possible du zéro (pente de 0 à ± 15). Cet objectif a été choisi car les résultats de l'audiométrie vocale ne dépendent pas seulement d'un bon fonctionnement cochléaire, ce qui explique la grande variabilité des résultats entre les utilisateurs d'IC (Blamey, 2012).

Une fois ces objectifs fixés, le Eargroup a introduit dans le logiciel FOX® une approche systématique permettant de modifier les MAPs en se basant sur les résultats des tests psycho-acoustiques obtenus.

Dès le début de cette étude, l'utilisation du système FOX® a permis d'aider les praticiens à atteindre les cibles fixées. En effet, l'activation des IC avec les «Auto-MAPs» a permis d'atteindre plus de la moitié (57 %) des 22 cibles. Les «Auto-MAPs» sont uniquement basées sur le calcul statistique des seuils de perception T et de confort M

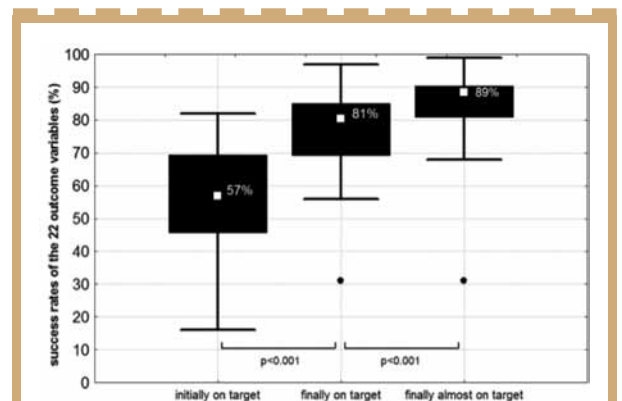


Figure 3 : Distribution des taux de réussites des 22 variables (SHR : taux de succès du sujet individuel) (D'après Vaerenberg et al. 2014 (a)).



et des niveaux des gains acoustiques. Les seuils T et M augmentent progressivement avec les différentes MAPs. Puis la personnalisation du réglage a permis d'obtenir une amélioration significative de 24 % des scores aux différentes cibles, résultats mesurés lors de la dernière session de réglage. De plus, l'écart du taux de succès individuel des cibles (SHR) entre les sujets a diminué passant de 66 % (SHR initial compris entre 16 et 82 %) à 41 % (SHR final compris entre 56 et 97 %) ou même 31 % pour les cibles « proches » (tSHR final compris entre 68 et 99%). Ceci permet de dire que cette approche est fiable tant individuellement qu'en multicentrique.

Par ailleurs, cette méthodologie systématique a permis d'améliorer le taux de succès des cibles (THR) pour chacune des variables. En effet, FOX® a permis d'améliorer le THR pour le test d'audiométrie tonale avec une amélioration d'au moins 13 %, et même 26 % à 4000Hz et 24 % à 250Hz. Bien que cette mesure ne reflète que la capacité technologique de l'IC, il est important de relever qu'en personnalisant les réglages, on optimise les résultats individuels. Les résultats au test de discrimination de phonèmes étaient déjà satisfaisants avant l'optimisation, avec 82% ayant atteint la cible. Ces résultats confortent la précédente étude réalisée par Vaerenberg en 2011 et étaient finalement prévisibles, car l'implant cochléaire reconstruit l'organisation tonotopique. De plus, les contrastes utilisés dans ce test sont simples ce qui peut engendrer un effet plafond. Il est cependant important d'avoir de bons résultats à ce test car il reflète les capacités spectrales de discrimination de la cochlée et est un pré requis pour le bon traitement central et l'identification. Cependant, ces résultats ne sont pas suffisants pour garantir une bonne identification supraliminaires qui se traduit par le fait que pour les tâches d'identification (croissance en sonie et audiométrie vocale), le THR avec les «Auto-MAPs» est beaucoup plus faible, à savoir entre 37 % et 71%.

Les résultats au test d'audiométrie vocale ont montré qu'avec les « Auto-MAPs » non encore optimisées aux intensités 55 et 70 dB, le THR était de 65 % et qu'après l'optimisation de FOX®, le THR s'est amélioré à 87 %. Cependant, le THR pour les intensités 40 et 55 dB est resté faible même après l'optimisation. Ces résultats sont en cohérence avec les études précédentes montrant que l'intelligibilité de la parole à niveaux faible reste difficile (Firszt 2004).

Les objectifs du test de croissance en sonie ont été plus difficiles à atteindre avec les « Auto-MAPs », avec davantage de difficultés pour la fréquence 4000 Hz. Ce phénomène avait été mis en évidence sur un petit échantillon de sujet dans l'étude de Vaerenberg et al (2011). L'hypothèse qui avait été retenue est que tous les sujets avaient utilisé des prothèses auditives avant l'implantation et qu'il fallait plus de temps pour s'adapter à la nouvelle perception qui leur semble déformée. Cependant, les résultats de l'étude de l'application de FOX® sur des sujets implantés depuis plusieurs années (Amar, 2014) a montré les mêmes résultats anormaux. Mais une fois l'optimisation FOX® réalisée, 9 des 12 mesures ont montré un THR entre 70 et 90% ce qui représente une amélioration comprise entre 13% et 28%.

En règle générale, pour observer l'effet de l'optimisation il serait nécessaire d'avoir un délai d'environ un mois pour le test d'audiométrie tonale et de discrimination de phonèmes et un délai de six mois pour le test de croissance en sonie et d'audiométrie vocale. Dans cette étude, pour certaines mesures, l'intervalle suppose que si l'optimisation s'était poursuivie, il y aurait eu de sujets ayant atteint les cibles.

En outre, les variables ont été choisies, avec pour justification qu'elles apportent une meilleure compréhension de la parole dans

le calme et dans le bruit. La mise en évidence de cette affirmation n'est pas l'objectif de cette étude, mais dans trois autres études où la compréhension de la parole dans le calme et dans le bruit a été analysée, entre des sujets réglés par la méthode conventionnelle par rapport à des sujets réglés par le logiciel FOX®.

La première étude a été menée à Hanovre, en Allemagne, auprès de dix utilisateurs d'IC réglés depuis plus d'un an par la méthode subjective comportementale et pour lesquels il a été réalisée une itération du logiciel FOX® (sur la base des 66 mesures expliquées précédemment) (Buechner et al, 2014). Les résultats de cette étude ne sont pas statistiquement significatifs, mais montrent une amélioration sur sept patients et une détérioration sur trois autres de l'audiométrie vocale (mots monosyllabiques) dans le silence. Concernant le test des phrases dans le bruit, il aurait été constaté une amélioration non significative sur six patients et une détérioration pour quatre autres. Un autre test de phrases « Sentence Test with Adaptive Randomized Roving » (STARR) (Boyle et al. 2013, Haumann et al. 2010) a montré une amélioration sur quatre patients et une détérioration sur six autres. Cette observation suggère qu'une seule itération avec FOX® et l'approche axée sur les cibles peut encore améliorer la compréhension de la parole chez plus de 50 % des utilisateurs d'IC, même un an après l'activation.

La seconde étude est multicentrique, menée sur six centres européens pendant 6 mois (Battmer et al. 2014). Dès l'activation, un tirage au sort a placé chaque patient soit dans le groupe bénéficiant de réglages assistés par FOX® (sur la base des 66 mesures expliquées précédemment) ou soit dans le groupe témoin bénéficiant du suivi de réglage en vigueur dans le centre. A six mois les résultats du « groupe FOX® » montrent une amélioration significative plus importante au test d'audiométrie vocale dans le silence ainsi qu'au test des phrases dans le bruit que pour le groupe témoin.

La troisième étude (Amar, 2014) a été réalisée au sein du département « Otologie, implants auditifs, chirurgie de la base du crâne » du Pr. O. Sterkers, à l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière, à Paris. L'objectif était d'améliorer les performances et le confort d'écoute de dix-huit adultes implantés depuis au moins un an (Advanced Bionics) par une optimisation du réglage proposée par le logiciel FOX®. Les résultats de l'étude ont montré qu'après deux mois d'utilisation du réglage proposé par FOX® il y a eu une amélioration des scores en phonèmes dans le silence (Lafon) à 40 et 55dB par rapport aux performances initiales pour les sujets péri-linguaux à 40dB (24% vs. 4,5%) et à 55dB (60% vs. 37%), ainsi qu'au test des phrases dans le bruit (MBAA) pour un S/B=+5dB pour les péri-linguaux (28% vs. 15%).

Ces résultats, bien que préliminaires et sur un nombre limité de patients, montrent que l'approche systématique pour atteindre des objectifs est prometteuse.

5

Conclusion

En termes de réglages d'implant cochléaire, il est possible de fixer des objectifs et d'en déduire l'efficacité d'une stratégie de réglage en fonction de ces objectifs. Les tests psycho-acoustiques ont été choisis car ils mesurent la réponse comportementale à une stimulation acoustique, à la fois en termes d'intensité et de fréquence, et visent à étudier uniquement la fonction cochléaire permettant la perception de la parole et le développement du langage.

Cette étude a permis de montrer que FOX® est un outil efficace pour parvenir à une approche systématique de la programmation,

permettant une meilleure optimisation des MAPs. Lorsque les sujets sont activés avec les «Auto-MAPs» ils atteignent déjà plus de la moitié (57 %) des 22 cibles. Une fois le système FOX® utilisé pour la personnalisation du réglage, une amélioration significative de 24 % des cibles a été observée. Ainsi les résultats de cette étude ont montré que le logiciel FOX® est un outil fiable et efficace en multicentrique.

6

Bibliographie

Amar D. Utilisation du logiciel de réglage FOX® auprès d'adultes utilisateurs depuis au moins un an d'implants cochléaires Advanced Bionics. Mémoire d'audiologie, Institut Libre Marie Haps, Belgique, 2014.

Battmer RD, Borel S, Brendell M, Britz A, Büchner A, Cooper H, Fielden C, Gazibegovic D, Goetze R, Govaerts PJ, Lenarz Th, Mosnier I, Muff J, Nunn T, Vaerenberg B, Vana Z. Assessment of "Fitting to Outcomes Expert" FOX with new cochlear implant users in a multicentric study. *Cochlear Implants Intl* 2014 (ePub).

Blamey P, Artieres F, Baskent D, Bergeron F, Beynon A, Burke E, Dillier N, Dowell R, Fraysse B, Gallégo S, Govaerts PJ, Green K, Huber AM, Kleine-Punte A, Maat B, Marx M, Mawman D, Mosnier I, O'Connor AF, O'Leary S, Rousset A, Schouwens K, Skarzynski H, Skarzynski PH, Sterkers O, Terranti A, Truy E, Van de Heyning P, Venail F, Vincent C, Lazard DS. Factors Affecting Auditory Performance of Postlinguistically Deaf Adults Using Cochlear Implants: An Update with 2251 Patients. *Audiol Neurotol* 2012; 18(1): 36-47.

Büchner A, Vaerenberg B, Gazibegovic D, Brendel M, De Ceulaer G, Govaerts P, Lenarz T. Evaluation of the "fitting to Outcomes eXpert (FOX®) with established cochlear implant users. *Cochlear Implants Int* 2014 Jun 20. [Epub ahead of print]

Cope Y, Totten CL. Fitting and programming the external system. In: McCormick B, Archbols S, eds. *Cochlear implants for young children*. Second Edition. London: Whurr, 2003;217-56.

Firszt JB, Holden LK, Skinner MW, Tobey EA, Peterson A, Gaggl W, Runge-Samuelson CL, Wackym PA. Recognition of speech presented at soft to loud levels by adult cochlear implant recipients of three cochlear implant systems. *Ear Hear*. 2004;25(4):375-87.

Govaerts PJ, Daemers K, Yperman M, De Beukelaer C, De Saegher G, De Ceulaer G. Auditory speech sounds evaluation (AŞE): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment. *Cochlear Implants Int*. 2006; 7(2):92-106.

Govaerts PJ, Vaerenberg B, De Ceulaer G, Daemers K, Schouwens K. Development of a software tool using deterministic logic for the optimization of cochlear implant processor programming. *Otol Neurotol* 2010;31(6):908-18.

Sainz M, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants. *Int J Audiol*. 2003;42(1):43-51

Shapiro WH, Bradham TS. Cochlear Implant Programming. *Otolaryngol Clin N Am* 2012; 56: 111-27.

Spahr AJ, Dorman MF, Loiseau LH. Performance of patients using different cochlear implant systems: effects of input dynamic range. *Ear Hear*. 2007;28(2):260-75.

Vaerenberg B, Govaerts PJ, De Ceulaer G, Daemers K, Schouwens K. Experiences of the use of FOX, an intelligent agent, for programming cochlear implant sound processors in new users. *Int J Audiol* 2011;50:50-58.

Vaerenberg B., De Ceulaer G., Szlávik, Z., Mancini, P., Buechner, A., & Govaerts, P.J. (2014 (a)). Setting and reaching targets with computer-assisted cochlear implant fitting. *Hindawi publishing corporation the scientific world journal*, 1-8.

Vaerenberg B, Smits C, De Ceulaer G, Zir E, Harman S, Jaspers N, et al. Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art. *EarHear*. 2014 (b), march. Téléchargeable : <http://www.eargroup.net>

Vaerenberg B, Programming cochlear implants for auditory performance, Thèse de Doctorat. Université d'Anvers. 2014 (c). Téléchargeable : <http://www.eargroup.net>

Vaerenberg B, Govaerts PJ, Stainsby T, Nopp P, Gault A, Gnansia D. A uniform graphical representation of intensity coding in current generation cochlear implant systems. *Ear Hear* 2014 (d) (ePub 2014.).

Wolfe J, Schafer EC. *Programming cochlear implants*. San Diego (CA): Plural Publishing; 2010.



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

MED[®]EL



CONCERTO
Système d'implant
cochléaire



EAS[®]
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE[™]
Système d'implant
à conduction osseuse



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

hearLIFE

medel.com    

Les dispositifs d'implants cochléaires MED-EL (CONCERTO, CONCERTO PIN, OPUS2 et RONDO) sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMA inscrits à la LPP sous les numéros 3415960, 3453357, 3471600. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : dévices 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 DMA 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. Un dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMA 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 : 01/2014. 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.



Dossier Méthode et fonctionnement de FOX® pour le réglage des implants cochléaires

**Dorith Amar¹⁻²,
Bart Vaerenberg³,
Stéphanie Borel¹,
Geert de Ceulaer³,
Isabelle Mosnier¹⁻⁴,
Olivier Sterkers¹⁻⁴,
Paul Govaerts³⁻⁵**

1. Centre Référent Implant Cochléaire Adulted'Ile-de-France, Otologie, Implants Auditifs, Chirurgie de la base du crâne, Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, AP-HP
2. Laboratoire ENTENDRE, 1 rue Pierre Brosolette 92600 Asnières sur seine, France
3. The Eargroup, Herentalsebaan 75, 2100, Anvers, Belgique
4. Inserm UMR-S 1159 « Réhabilitation chirurgicale mini-invasive et robotisée de l'audition », F-75005, Paris, France
5. Laboratory of Biomedical Physics, University of Antwerp, Belgium

Article adapté en français d'après l'article du Professeur Paul J. Govaerts, Bart Vaerenberg, Geert De Ceulaer, Kristin Daemers, Carina De Beukelaer, et Karen Schauwers, 2010. *Development of a Software Tool Using Deterministic Logic for the Optimization of Cochlear Implant Processor Programming. Otology & Neurotology, Inc, 31, 908-18.*

Le but de cet article est de présenter une synthèse de l'étude qui a été réalisée par le Professeur Paul Govaerts et qui a fait l'objet d'une publication internationale (Govaerts et al. 2010). Cet article a été revu et corrigé par l'équipe du Eargroup d'Anvers. Le but de cette étude était de montrer la méthode et le fonctionnement du logiciel d'aide aux réglages FOX®.

1

Introduction

L'implant cochléaire (IC) est une technique chirurgicale, destinée à restaurer l'audition des personnes atteintes de surdité de perception bilatérale, sévère à profonde. Son fonctionnement requiert des techniques de réglage complexes, maîtrisées par un corps médical ou paramédical qualifié. L'objectif est de régler différents paramètres de manière précise, appropriés et personnalisés à chaque patient afin d'obtenir une MAP (carte de réglages) individuelle.

Une récente enquête internationale (Vaerenberg et al., 2014 (b), voir présent numéro p. 9) fait l'inventaire des procédures de réglage de 47 centres d'implantologie à travers le monde. Les conclusions sont que dans la pratique clinique courante, il existe une grande variabilité entre les centres sur le réglage des IC. En effet, il n'y a pas de méthode normalisée ou d'objectif prédéfini pour obtenir une MAP efficace.

En conséquence, le Eargroup, créé à Anvers par le Professeur P.J Govaerts et son équipe, a estimé que l'optimisation des réglages d'IC nécessitait de définir des mesures et des cibles permettant d'adopter des approches et des algorithmes systématiques pour atteindre des objectifs. Le Eargroup a ainsi développé une méthode structurée dans le but d'ajuster les paramètres du processeur. Ils ont créé le système d'évaluation Auditory Speech Sound Evaluation (AŞE®), constitué d'une série de tests psycho-acoustiques indépendants du langage et réalisables en pratique clinique courante. Ces tests permettent d'évaluer les fonctions cochléaires plus en détail en décomposant le codage du son en ses différentes composantes telles que l'intensité et le contenu spectral et temporel (Govaerts et al., 2010). Dans le cadre de l'évaluation structurée de l'implant cochléaire, la série de tests est composée d'une audiométrie tonale, audiométrie vocale, un test de discrimination de phonèmes et un test de croissance en sonie (Govaerts et al, 2006). Le Eargroup a également développé le logiciel de réglage Fitting Outcome eXpert (FOX®), logiciel d'aide à la décision, fondé sur une méthode d'intelligence artificielle (IA). (Ces

logiciels sont disponibles en contactant le Eargroup à l'adresse suivante info@eargroup.net).

L'IA est une science relativement récente, appliquée dans de nombreux domaines théoriques, dont l'un d'eux est la prise de décision rationnelle dans le but de maximiser les résultats dans les systèmes complexes. L'IA, grâce à des capteurs, décode et interprète son environnement et agit sur cet environnement grâce à des actionneurs. Ainsi cette méthode de réglage est fondée sur les tests psycho-acoustiques qui servent de capteurs et de la MAP d'actionneur (Russell et Norvig, 2009; Bermejo et al., 2013).

Cette nouvelle approche du réglage ne demande pas de réponse subjective au patient. Elle permet de surveiller et d'évaluer en permanence les performances du système auditif au niveau psycho-acoustique et de l'IC. Les résultats aux tests sont chargés dans le logiciel FOX® qui va proposer (si nécessaire) de nouvelles modifications des réglages pour atteindre des objectifs. FOX® comprend des règles déterministes (Govaerts et al., 2010) basées sur un ensemble de règles préprogrammées établies à partir de l'expérience des praticiens, de l'analyse de données à la fois historiques et récentes (résultats sur plus de 600 utilisateurs d'IC jugés optimaux) et un ensemble de cibles (valeurs des normo-entendants) à atteindre aux tests psycho-acoustiques. Pour chacun des points mesurés par les tests (AŞE®) il a été défini des objectifs considérés comme acceptable (Vaerenberg et al., 2014 (c), voir présent numéro p. N). Ces objectifs sont proches des valeurs obtenues par les normo-entendants.

Le logiciel FOX® analyse les paramètres de la MAP du patient ainsi que ses résultats aux tests psycho-acoustiques. L'objectif est d'optimiser la MAP en recommandant des ajustements de paramètres qui mèneront à l'optimisation de la qualité auditive du patient. Cette nouvelle approche de réglage a été développée pour le système d'IC Advanced Bionics et les études réalisées à ce jour ainsi que les explications de la méthode ne concernent que les IC de cette firme. Cependant, une version pour l'IC Nucleus de la firme Cochlear est actuellement en phase d'évaluation au Eargroup.

2

Système d'évaluation par tests psycho-acoustiques : Auditory Speech Sound Evaluation (AŞE®)

Le système d'évaluation AŞE® a été développé pour l'évaluation auditive des personnes malentendantes et particulièrement pour les enfants atteints de surdité pré-linguale, avec peu de biais cognitifs possibles. AŞE® est un outil basé sur les sons de la parole comme stimuli. Les sons utilisés sont des phonèmes communs à de nombreuses langues et visent à étudier uniquement la fonction cochléaire.



Les tests de AŞE® reposent sur les trois niveaux du système auditif :

- la détection (audiométrie tonale),
- la discrimination qui est propre à l'oreille interne (discrimination phonème),
- l'identification qui fait référence à la capacité cognitive (croissance en sonie et audiogramme vocal).

Ils permettent de mettre en évidence les distorsions responsables de la baisse d'intelligibilité de la parole. Les distorsions peuvent affecter trois paramètres : l'intensité, la composition fréquentielle et la durée.

1. AŞE® : croissance en sonie

Le test de croissance en sonie est un test d'identification qui vise à évaluer les distorsions en intensité (l'intensité de codage des sons). Il permet l'évaluation de la capacité de perception par la cochlée de la croissance de l'intensité sonore.

Les stimuli sont des bruits blancs filtrés sur 250, 1000 et 4000 Hz (filtre passe bande de 1/3 d'octave, pentes des filtres 40 dB/octave) d'une durée de 1876 ms présentés à des niveaux d'intensité entre 20 et 80 dB. Le patient doit décrire l'intensité subjective qu'il associe au stimulus perçu à l'aide d'une échelle visuelle analogique de sonie composée de sept niveaux (Figure 1). Chaque stimulus est présenté deux fois et de manière aléatoire. Si pour une intensité donnée deux niveaux différents de l'échelle sont choisis par le patient, le logiciel calcule le score médian. Le logiciel permet de tracer une courbe de la sonie en fonction de l'intensité physique du son, reliant les différents points obtenus et cela pour chaque fréquence testée.

Plus la sonie est proche de celle du normo-entendant, meilleure est la compréhension des patients implantés

dans le calme et dans le bruit (Fu et Shannon, 1999; Macé, 2011). Ainsi, les résultats fournissent des informations utiles pour la programmation des IC.

2. AŞE®: discrimination de différence de phonèmes

Le test de discrimination AŞE® est utilisé pour évaluer la fonction cochléaire chez les enfants normo-entendants à partir de 10 mois (Daemers et al., 2006) et les adultes ayant une déficience auditive. La discrimination fréquentielle fait partie des processus sensoriels de base. Elle est essentielle à un développement langagier normal. Ainsi le test de discrimination de différence de phonème est un test primordial dans le fonctionnement de FOX®.

En effet, ce test reflète les capacités spectrales de discrimination de la cochlée. C'est à ce niveau que les changements de programmation sont les plus efficaces plutôt qu'à des niveaux plus élevés des voies auditives, qui sont importants pour la discrimination de la parole et le traitement du langage (Govaerts et al., 2006). Le seuil de discrimination fréquentielle représente la plus petite différence spectrale perceptible par un individu entre deux stimuli consécutifs. La capacité de discrimination sensorielle est reliée à la quantité de perception. En effet, elle permet d'apprécier les détails d'une symphonie ou la complexité langagière (Fauquier, 2012).

Ce test permet donc d'évaluer la discrimination fréquentielle entre différentes paires de phonèmes chez l'adulte, l'enfant et le jeune enfant quelle que soit leur langue maternelle. Il permet de mettre en évidence des problèmes spécifiques sur certaines zones fréquentielles et cela grâce aux connaissances des caractéristiques spectrales de chaque phonème. FOX® agit sur les électrodes concernées par ces zones fréquentielles. L'analyse des erreurs phonétiques

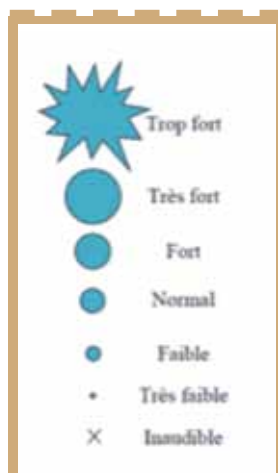


Figure 1 : Echelle visuelle analogique de sonie



Figure 2 : AŞE® Test de croissance en sonie à 4000Hz

est un examen particulièrement intéressant qui peut permettre d'identifier des zones de sous-amplification qui sont souvent corrigibles par une simple augmentation du gain (Govaerts et al., 2011).

Les phonèmes utilisés dans ce test de discrimination de AŞE® sont construits de telle sorte que la seule différence entre eux est leur contenu spectral (la durée et l'intensité sont égales). Parmi les nombreuses combinaisons possibles qui peuvent être construites, un ensemble de base de 20 paires de sons de la parole a été choisi de manière à ce que la plupart des contrastes soient représentés: [a]-[r], [u]-[f], [u]-[a], [u]-[i], [i]-[a], [o]-[a], [i]-[ε], [m]-[z], [s]-[f], [ε]-[a], [u]-[o], [θ]-[a], [θ]-[o], [θ]-[ε], [θ]-[i], [z]-[s], [v]-[z], [θ]-[u], [u]-[y], [y]-[i] (Figure 3). Pour chaque paire de sons de la parole, le premier sert de fond et le second sert comme son de parole impair ou « intrus » (paradigme de type oddball). Les sons sont en général présentés à 70 dBHL.



Figure 2 : AŞE® Test de croissance en sonie à 4000Hz

3

Fitting Outcome eXpert

Le principe de réglage via FOX® s'organise en 2 parties, chacune d'elles ayant pour but d'améliorer l'audition des patients implantés en fixant des objectifs à atteindre, tout en visant à réduire le temps de passation. Cette méthode FOX® prend en compte le fait que l'adaptation du patient au signal électrique est plus ou moins rapide. En effet, il y a une accoutumance aux sons forts qui deviennent de plus en plus acceptables, permettant ainsi d'augmenter les seuils de stimulation (Walravens et al., 2006). Ainsi pour éviter le nombre important de séances de réglage et afin d'ajuster au mieux le signal, FOX® propose aux patients d'utiliser des «Auto-MAPS». Il s'agit de réglages «types» mis au point à partir de l'étude statistique des réglages de l'ensemble des patients suivis par l'Eargroup ayant les meilleurs résultats (Vaerenberg et al., 2011).

Partie 1

Cette partie consiste en l'activation de l'IC ainsi qu'aux explications sur le fonctionnement du processeur externe.

- Session 1 : dans un premier temps, la première MAP, Switch-on, avec laquelle est faite l'activation propose des seuils de stimulation relativement bas, les seuils T et M sont fixés respectivement à 20 et 90 UC. D'autres Auto-Maps sont mises à disposition avec des seuils de plus en plus élevés, nommées Silver, Gold et Ivory. Après l'activation, le patient repart avec deux processeurs de son qu'il garde pendant environ deux semaines : l'un contenant les MAPs Silver 1-2-3 et l'autre contenant les MAPs Gold 1-2-3. Le patient ajuste son processeur tous les deux jours au réglage supérieur et tant qu'il sent une amélioration, il doit continuer à changer de MAP. Il s'arrêtera cependant au réglage le plus fort avant l'inconfort.

Partie 2

Cette partie consiste en la réalisation de tests psycho-acoustiques, dans le but de personnaliser le réglage.

- Session 2 : deux semaines après l'activation, un test d'audiométrie tonale en champ libre (250 à 8000 Hz) est réalisé dans une cabine audiométrique avec un haut-parleur positionné à 0 ° azimut à 1 m de la tête du patient. Les seuils sont mesurés avec des sons vobulés en utilisant la méthode audiométrique clinique standard.

A partir de ces résultats, FOX® décidera s'il est nécessaire de désactiver des électrodes, de modifier les seuils T ou M ou encore de faire d'autres suggestions de réglage. À la fin de cette session, le patient reçoit la MAP avec laquelle il est venu incluant les modifications de FOX® ainsi que deux autres MAP plus élevés. Au cours des deux semaines suivantes, le patient devra essayer les différentes MAP pour évaluer leur confort.

- Session 3 : quatre semaines après l'activation, l'objectif est d'optimiser la MAP la plus confortable du patient à l'aide du test de discrimination phonème AŞE® (20 paires) (méthode II.b) et d'un test d'audiométrie tonale en champ libre.

Les résultats aux tests sont rentrés dans FOX® qui les analyse avec la MAP du patient. FOX® émet alors des recommandations (modifications des paramètres de la MAP) qu'il juge pertinentes pour optimiser les résultats des tests psycho-acoustiques.

Par exemple, les résultats des tests psycho-acoustiques sont comparés à des valeurs de sujets normo-entendants (cible). Si la cible n'est pas atteinte, alors la performance est considérée comme sous-optimale et FOX® propose un changement de MAP. Le praticien peut accepter ou non ces modifications de MAP et les programmer dans le processeur vocal de l'IC. A l'issue de la nouvelle MAP, les tests psycho-acoustiques peuvent être réitérés et soumis de nouveau au logiciel FOX® qui peut alors suggérer d'autres changements de MAP ou confirmer l'ajustement optimal.

- Session 4 : deux à trois mois après l'activation, l'objectif est d'optimiser la MAP en utilisant le test AŞE® de croissance en sonie à 250, 1000 et 4000 Hz (méthode II.a) et une audiométrie vocale, en utilisant des mots monosyllabiques à des intensités de 40, 55, 70 à 85 dB SPL.

Les résultats sont rentrés une nouvelle fois dans FOX®. Le logiciel analysera la MAP ainsi que les résultats aux tests et il émettra des recommandations pour optimiser les résultats des tests psycho-acoustiques. A l'issue de la nouvelle MAP, les tests psycho-acoustiques peuvent être réitérés et soumis à nouveau au logiciel FOX® qui peut alors encore suggérer d'autres changements de MAP ou confirmer l'ajustement optimal.

FOX® ne se limite pas aux modifications des seuils Ts et Ms. Il est capable de manipuler plus de variables que celles régulièrement modifiées par la plupart des praticiens, en prenant en compte un



grand nombre de règles déterministes qui modifient différents paramètres dont les plus importants sont :

- Seuils T et M,
- IDR,
- Gain,
- Activation de l'électrode ou désactivation,
- Stratégie de codage,
- Largeur d'impulsion,
- Répartition fréquentielle,
- AGC,
- Sensibilité,
- Volume.

4

Aperçu des conseils et modifications émis par FOX®

Beaucoup des paramètres vus au-dessus interagissent les uns aux autres, donnant une programmation efficace. FOX® adopte une ou plusieurs stratégies d'auto-apprentissage pour améliorer l'exactitude des conseils donnés afin d'optimiser le niveau de l'IA. Ce logiciel permet de mieux surveiller la performance auditive des utilisateurs d'IC, et cela en fonction des résultats aux tests psycho-acoustiques. En voici ci-dessous quelques exemples.

Concernant le paramètre d'« Activation/Désactivation des électrodes », Elie Zir et al. (2012) ont déterminé une règle d'exclusion

intégrée au logiciel FOX®. En utilisant les valeurs limites des tNRI, mesurées par les mesures objectives d'électrophysiologie, FOX® désactive les électrodes nécessaires dans la mesure où cela peut conduire à une utilisation non optimale de l'IC :

- Valeur limite supérieure de tNRI au-delà de laquelle la distance avec le tissu neural paraît trop importante : $tNRI > 200$ UC.
- Valeur limite inférieure de la valeur de pente mettant en évidence une densité neurale insuffisante pour permettre un fonctionnement optimal du dispositif: pente $< 0,7 \mu V/UC$.

La désactivation d'électrodes entraîne la modification des filtres passe-bande et conduit in fine à la réorganisation de la répartition fréquentielle.

Concernant le paramètre du « gain », le test de discrimination de phonèmes permet de déterminer les zones fréquentielles où le gain de l'IC est insuffisant pour différencier ces deux phonèmes. La figure 4 montre le contenu spectral d'une paire de phonèmes testés [a-r]. Ce graphique permet d'analyser les zones fréquentielles où les phonèmes diffèrent et indique les canaux de gain à modifier pour améliorer la résolution fréquentielle.

FOX® va exécuter une règle spécifique (Figure 5) en modifiant, si nécessaire, certains paramètres en fonction de la MAP du patient si ce dernier ne parvient pas par exemple à distinguer les paires [z]-[s] et/ou [a]-[r].

Ainsi, par exemple pour distinguer les paires [z]-[s] et/ou [a]-[r], FOX® va vérifier les seuils M des électrodes de codage des fréquences acoustiques entre 0 et 600 Hz et si ces valeurs sont inférieures à 330 UC alors FOX® va exécuter la règle (Govaerts et al., 2010) :

- soit une augmentation de 20 % de la plage dynamique des électrodes de codage des fréquences 0 à 600 Hz si les deux contrastes ne sont pas discriminés,
- Soit une augmentation de 10% si un seul contraste est discriminé.

Le test de croissance en sonie permet au logiciel FOX® de limiter le niveau d'émission du stimulus et inversement d'augmenter les canaux sous stimulés. Ainsi, l'étude de Macé en 2011 démontre que modifier la dynamique d'entrée et les seuils M codant pour les fréquences supérieures ou égales à 4000 Hz, permet de faire varier la sonie du patient vers la cible des normo-entendants pour la fréquence 4000 Hz. FOX® applique un certain nombre de mesures de sécurité pour contrôler les risques d'erreurs et d'hyperstimulation, en bloquant des paramètres de la MAP. Cette sécurité est fondée sur l'expertise clinique, l'analyse statistique d'un ensemble de MAP performantes et l'intuition. Ces mesures de sécurité sont importantes lorsque le réglage est effectué par des praticiens peu expérimentés.

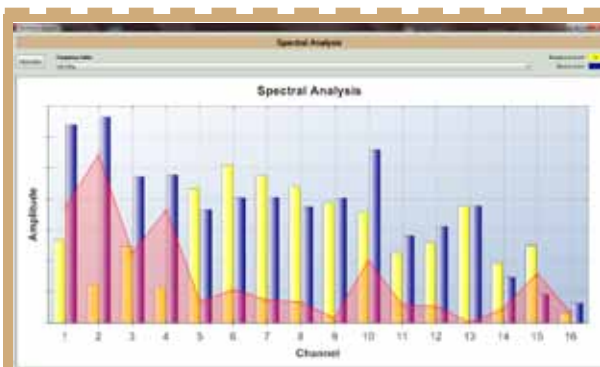


Figure 4 : Exemple de l'analyse de discrimination [a-r]

Ce diagramme indique les différences fréquentielles entre le phonème de « fond » [a] (jaune) et le phonème « impair » [r] (bleu). Les zones où la différence énergétique est la plus importante (aire rose), sont les fréquences où le gain de l'IC est insuffisant pour différencier ces deux phonèmes.

TABLE 1. Typical rule featuring in the Eargroup's advice

$[z - s] + [a - r] < 2$

Rule 4d7 186

$map.Maximum_0_600 < 330$

$map.Maximum_0_600 = map.Minimum_0_600 +$
 $(map.Maximum_0_600 - map.Minimum_0_600) \times$
 $(100 + (2 - [z - s] - [a - r]) \times 10) / 100$

See text for details.

Otology & Neurology, Vol. 31, No. 6, 2010

Figure 5 : Règle typique de FOX® en fonction des résultats au test de discrimination de phonème pour les paires [z-s] et [a-r] (Govaerts et al., 2010).

5

Application : exemple de CAS CLINIQUE (Govaerts et al., 2010)

Une patiente présentait une surdité neurosensorielle de 60 dBHL, d'étiologie inconnue diagnostiquée à l'âge de 3 ans. La patiente a été appareillée et a pu bénéficier d'un enseignement scolaire normal. Les seuils auditifs se sont cependant aggravés pour atteindre 90dBHL à l'âge de 12 ans. L'imagerie ne montrait pas de malformation cochléaire. Après ses études universitaires, elle a bénéficié d'une implantation cochléaire à l'âge de 22 ans, avec des suites simples.

Un dispositif Advanced Bionics HiRes90k a été implanté et l'activation s'est déroulée 3 semaines plus tard, en suivant la méthode de réglage FOX® (décrite ci-dessus).

Session 1 : les MAP Silver 1-2-3 ont été programmés dans un processeur externe et les MAP Gold 1-2-3 dans un second processeur. La patiente a pour conseil d'ajuster son processeur tous les deux jours au réglage supérieur et de s'arrêter au réglage le plus fort avant l'inconfort.

Session 2 : une semaine après l'activation la patiente est passée à la MAP Gold 2 (Figure 6). Les tests psycho-acoustique, test d'audiométrie tonal en champ libre et le test AŞE® discrimination de phonèmes ont été mesurés avec cette MAP. Les résultats (Figure 7) ont été rentrés dans FOX® qui a recommandé d'utiliser une MAP plus élevé.

Ainsi, à la fin de cette session, la patiente a reçu son processeur externe chargé avec la MAP avec laquelle elle était venue soit la Gold 2 ainsi que deux autres MAP plus élevés Gold 3 et Ivory 1. Au cours des deux semaines suivantes, la patiente a eu pour conseil d'ajuster son processeur pour tenter d'évaluer le confort relatif de ces MAP et déterminer la plus confortable.

Session 3 : deux mois après l'activation, la patiente est passée à la MAP Ivory 1 (Figure 6). Les tests psycho-acoustiques, test AŞE® croissance en sonie et test d'audiométrie vocale en champ libre ont été mesurés à partir de cette MAP.

Les résultats de ces tests (Figure 8) ont été rentrés dans FOX® qui a proposé (Figure 9) des modifications de MAP et a conseillé de répéter l'audiométrie vocale et AŞE® croissance en sonie à 250 Hz. En effet, les résultats (Figure 8) au test AŞE® croissance en sonie à 250 Hz étaient en dehors de la zone des normo-entendant pour les fortes intensités et le test d'audiométrie vocale montrait une baisse d'intelligibilité à 85 dB SPL.

Les modifications appliquées par FOX® étaient :

- une baisse globale des seuils M
- une augmentation du gain sur 5 électrodes les plus basales
- une augmentation de la largeur d'impulsion

La figure 10 montre les résultats du test de croissance en sonie à 250 Hz et les résultats du test d'audiométrie vocale en champ libre après les modifications émises par FOX®. On observe ainsi que la courbe de croissance en sonie à 250 Hz est d'avantage dans la zone

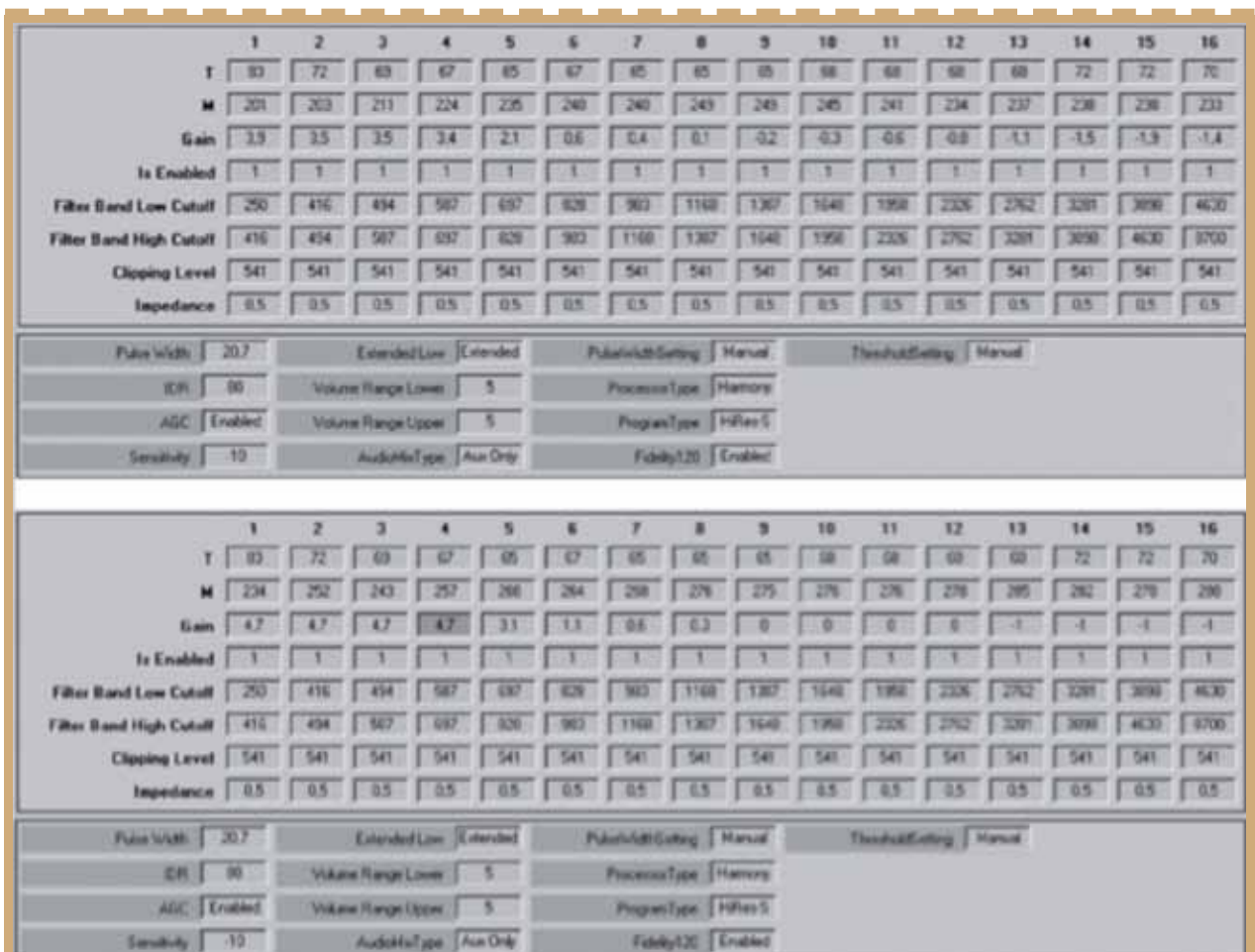


Figure 6 : Sessions 2 (MAP Gold 2) et session 3 (MAP Ivory 1) (Govaerts et al., 2010).



normale que précédemment et le test d'audiométrie vocale montre une meilleure intelligibilité à 55, 70 et 85 dB SPL.

A la suite de ces tests les résultats ont été rentrés une nouvelle fois dans FOX® qui a suggéré d'autres modifications de MAP : diminution des seuils M et augmentation du gain sur les 5 électrodes les plus basales. FOX® n'a pas conseillé de refaire de nouvelles mesures (Figure 11). Ces modifications ont été enregistrées et la patiente est partie avec cette nouvelle MAP.

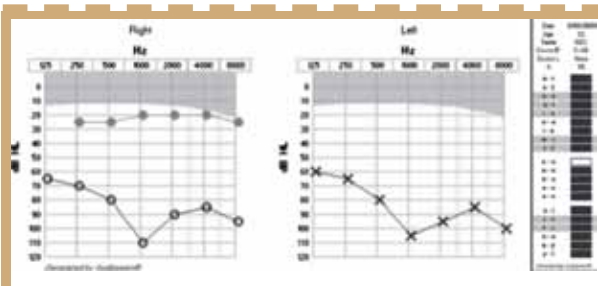


Figure 7 : Résultats de la session 2 (Govaerts et al., 2010).

A gauche : résultats du test d'audiométrie tonale au casque sans aide auditive avant l'implantation (moyenne des sons purs de 93 dBHL pour chaque oreille) et les résultats du tests d'audiométrie tonale en champ libre après l'implantation (moyenne des sons purs de 22 dBHL). A droite : résultats du test AË® discrimination phonèmes montre que 19 des contrastes sont bien discriminées (case noir) et que 1 contraste ne l'était pas (case blanche).

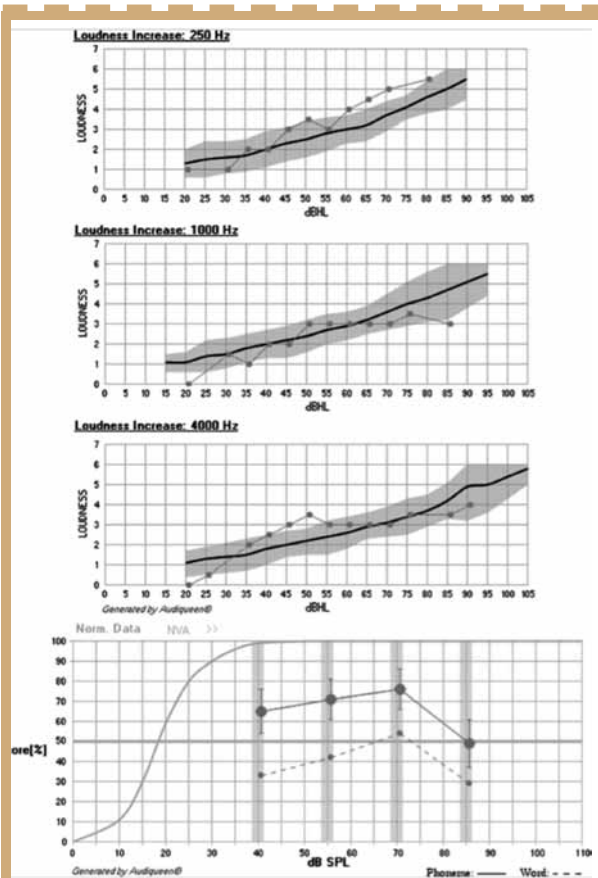


Figure 8 : Résultats de la session 3 (Govaerts et al., 2010).

Les 3 premiers graphiques correspondent aux résultats du test de croissance en sonie à 250, 1000, et 4000 Hz. Le dernier graphique correspond aux résultats du test d'audiométries vocales en champ libre.

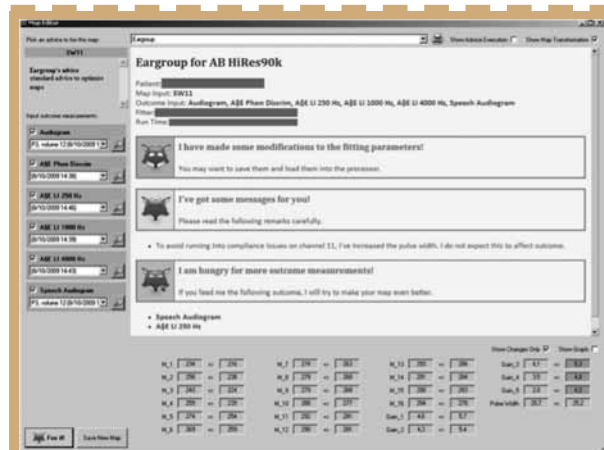


Figure 9 : Conseils (1) et modifications (2) suggérés par FOX® basé sur les résultats aux tests psycho-acoustique réalisé en session 3 (Govaerts et al., 2010).

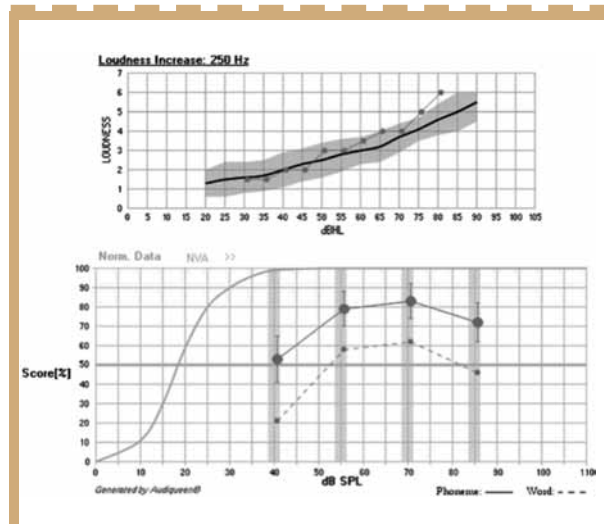


Figure 10 : Résultats du test de croissance en sonie à 250 Hz et du test d'audiométrie vocale après les modifications de MAP réalisés lors de la session 3 (Govaerts et al., 2010).

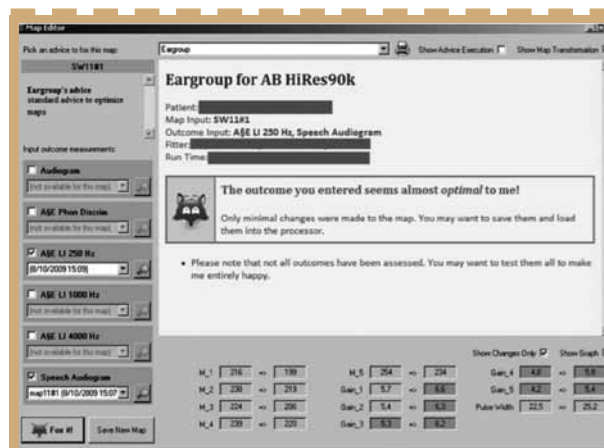


Figure 11 : Modification suggéré par FOX® suite à la seconde itération des tests de la session3 (Govaerts et al., 2010).

5

Conclusion

La méthode de réglage des implants cochléaires est restée inchangée depuis sa création. En effet, les praticiens demandent en général au patient de déterminer lui-même les seuils électriques de perception et de confort au moyen d'une échelle visuelle analogique de croissance en sonie. Mais, les patients ont peu ou pas d'expériences auditives et donc ont des difficultés à exprimer de manière précise leur ressenti. Le Eargroup a donc créé cette nouvelle approche de réglage qui permet de concevoir différemment le réglage des IC. Cette méthode est utilisée depuis de nombreuses années par les praticiens du Eargroup qui se basent pour régler l'implant, non pas sur le ressenti du patient mais sur les résultats aux différents tests psycho-acoustiques (AŞE®). Le logiciel FOX® a donc été créé pour aider les praticiens aux réglages des IC, en leur proposant des modifications de réglage à partir des résultats des différents tests psycho-acoustiques réalisés et ceci de façon automatisée et rapide.

En effet, la méthode traditionnelle de réglage prend généralement beaucoup de temps, en moyenne de 5 à 10 sessions pour les adultes ayant une surdité post-linguale et d'avantage pour les enfants ayant une surdité pré-linguale. L'introduction de l'intelligence artificielle assurée par FOX® permet de diminuer le temps passé aux réglages (Battmer et al., 2014).

La qualité du réglage des IC dépend du temps passé et cela quelle que soit la méthode utilisée. La figure 12 présente une relation hypothétique sur le temps de réglage nécessaire pour obtenir des résultats satisfaisants. L'utilisation du logiciel FOX® peut permettre soit d'obtenir un meilleur résultat avec un même temps de réglage, soit d'être plus rapide à iso niveau de résultat (Govaerts et al., 2010).

De nombreuses études auprès de patients implantés par un système A.B ont été réalisées à ce jour. Les résultats de ces études ont montré que les patients réglés avec le système FOX® progressaient plus rapidement et de façon plus importante par rapport aux patients réglés avec une procédure traditionnelle.

FOX® semble être à ce jour un outil opérationnel, facile d'utilisation, aussi bien chez les nouveaux implantés (Govaerts et al., 2010) que pour l'optimisation des réglages chez les patients implantés depuis plusieurs années (Amar, 2014 et Buechner et al, 2014). Plusieurs développements et améliorations du logiciel sont actuellement en cours dans le but d'améliorer les différentes stratégies de FOX®

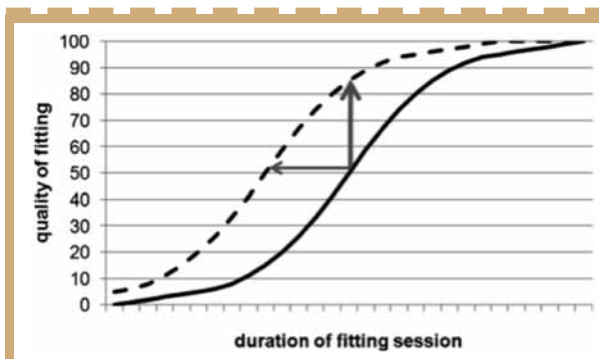


Figure 12: Relation hypothétique entre le temps passé sur réglage d'IC (abscisse) et la qualité du réglage (en ordonnée) (Govaerts et al., 2010).

----- Relation à l'aide de la méthode « FOX® »
 ——— Relation à l'aide de la méthode « traditionnelle »

mais également d'appliquer FOX® pour d'autres firmes d'implant cochléaire. Cette technologie n'en est encore qu'à ses prémices et semble être prometteuse.

6

Bibliographie

- Amar D. Utilisation du logiciel de réglage FOX® auprès d'adultes utilisateurs depuis au moins un an d'implants cochléaires Advanced Bionics. Mémoire d'audiologie, Institut Libre Marie Haps, Belgique, 2014.
- Battmer RD, Borel S, Brendell M, Britz A, Büchner A, Cooper H, Fielden C, Gazibegovic D, Goetze R, Govaerts PJ, Lenarz Th, Mosnier I, Muff J, Nunn T, Vaerenberg B, Vana Z. Assessment of "Fitting to Outcomes Expert" FOX with new cochlear implant users in a multicentric study. *Cochlear Implants Intl* 2014 (ePub).
- Bermejo, I., D'iez, F.J., Govaerts, P.J., & Vaerenberg, B. (2013). Artificial Intelligence in Medicine Computer Science: A Probabilistic Graphical Model for Tuning Cochlear Implants, 7885, 150-155.
- Büchner A, Vaerenberg B, Gazibegovic D, Brendel M, De Ceulaer G, Govaerts P, Lenarz T. Evaluation of the "fitting to Outcomes eXpert (FOX®) with established cochlear implant users. *Cochlear Implants Int* 2014 Jun 20. [Epub ahead of print]
- Daemers, K., Yperman, M., De Beukelaer, C., De Saegher, G., De Ceulaer, G., & Govaerts, P.J. (2006). Normative data of the AŞE® discrimination and identification tests in preverbal children. *Cochlear Implants Int*, 7, 107-116.
- Govaerts, P.J., Daemers, K., Yperman, M., De Beukelaer, C., De Saegher, G., & De Ceulaer G. The Eargroup, Antwerp-Deurne, Belgique. (2006). Auditory speech sounds evaluation (AŞE®): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment. *Cochlear Implants Int.*, 7, 92-106.
- Govaerts, P.J., Vaerenberg, B., De Ceulaer, G., Daemers, K., De Beukelaer, C., & Schauwers, K. (2010). Development of a software tool using deterministic logic for the optimization of cochlear implant processor programming. *Otol Neurotol*, 31, 908-18.
- Govaerts, P.J., Vaerenberg, B., & Kowalczyk, W. (2011 (a)). FOX® helps audiologists to tune cochlear implants for the hearing impaired. *Perada-magazine*, [En ligne].
<http://www.perada-magazine.eu/view.php?article=003721-2011-04-15&category=Agents>. (page consultée le 5/10/13).
- Govaerts, P.J., Vaerenberg, B., De Ceulaer, G., & Daemers, K. The Eargroup, Antwerp, Belgium. (2011(b)). The intelligent agent FOX® to assist the fitting of cochlear implants in children. *International Journal of Pediatric Otorhino laryngology*, 75, 85.
- Macé, C. (2011). Sonie et Compréhension dans le bruit des patients implantés cochléaires. Mémoire non publié, Montpellier, France.
- Macé, C., Piron, J-P, Artières, F., Puel, J-L., Mondain, M., Uziel, A., & Venail, F. (2013). Etude d'une méthode de réglage des implants cochléaires basée sur la sonie. *Congrès des audioprothésistes : Poster scientifique*, 77-82.
- Otoconsult. (2009). AŞE®, psychoacoustic test suite. Otoconsult: <http://www.otoconsult.com>.
- Vaerenberg, B., Govaerts, P.J., De Ceulaer, G., Daemers, K., & Schauwers, K. (2010). Experiences of the use of FOX®, an intelligent agent, for programming cochlear implant sound processors in new users. *Int J Audiol.*, 50, 50-58.
- Vaerenberg, B., De Ceulaer, G., Szlavik, Z., Mancini, P., Buechner, A., & Govaerts, P.J. (2014 (a)). Setting and reaching targets with computer-assisted cochlear implant fitting. *Hindawi publishing corporation the scientific world journal*, 1-8.
- Vaerenberg, B., Smits, C., De Ceulaer, G., Zir, E., Harman, S., Jaspers, N., Tam, Y., Dillon, M., Wesarg, T., Martin-Bonniot, D., Gärtne, L., Cozma, S., Kosaner, J., Prentiss, S., Sasidharan, P., Briaire, J., Bradley, J., Debruyne, J., Hollow, R., Patadia, R., Mens, L., Veekmans, K., Greisiger, R., Harboun-Cohen, E., Borel, S., Tavora-Vieira, D., Mancini, P., Cullington, H., Ng, A., Walkowiak, A., Shapiro, WH., Govaerts, P.J. (2014 (b)). Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art. *Hindawi publishing corporation the scientific world journal*, 1-12.
- Zir, E., Gault, A., Vanpoucke, F., Faillat, A., Govaerts, P.J., & Nehme, A. (2013). Optimisation des réglages par désactivation d'électrodes à partir de mesures NRI. *Congrès des audioprothésistes- Poster scientifique*, 58-60.



PHONAK

NAIDA CI™ Q70, petite taille mais grande performance...

Le nouveau processeur de son **NAIDA CI™ Q70**, est le fruit de la complémentarité technologique des leaders en matière d'aides auditives Phonak et d'implants cochléaires Advanced Bionics.



Il profite de 20 ans d'innovations de ces spécialistes en matière **de traitement de signal**

- réducteur de bruit **ClearVoice™**,
- microphone directionnel adaptatif **UltraZoom**,
- traitements multi canaux pour une capture avancée des sons.

NAIDA CI Q70 peut se **connecter sans fil** à tous les appareils électroniques Bluetooth en utilisant l'accessoire de diffusion sans fil : **ComPilot**.

La technologie bimodale permet de diffuser le flux de médias simultanément vers le processeur de son NAIDA CI Q70 et une aide auditive Phonak compatible.

En une seule touche, la technologie **Binaural VoiceStream™ Technology** permet de régler le volume, de modifier le programme et de prendre les appels téléphoniques simultanément sur les deux processeurs.



Neptune™, l'unique processeur de son totalement étanche (IP 68) sans accessoire



Élégant, inspiré par les lecteurs MP3 ultra portables, **NEPTUNE** est le processeur de choix pour les **implantations pédiatriques**.

Simple, robuste, rien sur l'oreille, il offre une prise de son originale grâce à son microphone d'antenne qui élimine les bruits de frottement des vêtements.

Étanche, il s'adapte à tous les styles de vie, à la baignade, et à toutes les activités sportives que vous n'imaginiez pas pouvoir faire avec un implant cochléaire !

- Appareil électronique correcteur de surdité

- Processeur pour implant cochléaire

- Certifié CE / Prise en charge LPPR   100%

- Classe DM : III / Organisme certificateur : 0123

- Advanced Bionics AG, SUISSE

- Naida : réf. 303-M172 / Neptune : Réf. 303-M131

Les utilisateurs de ce processeur de son, sont pri s de lire attentivement le mode d'emploi ou de se rapprocher des professionnels de leur centre d'implantation cochléaire

Date d'élaboration : 01/15

  2015 Advanced Bionics et ses filiales. Tous droits réservés



Métier et Technique

Evaluation du système CROS chez les patients implantés cochléaires en unilatéral

Nicolas Guevara^{1*},
Claire Grech^{1*},
Ivan Gahide¹,
Stéphane Gallego²

1. Institut universitaire de la face et du cou, CHU de Nice
31 avenue de Valombrose
06107 Nice cedex 2
2. Institut des sciences et technique de la réadaptation, Audioprothèse, Lyon
8 avenue Rockefeller
69008 Lyon

Introduction

La surdité neurosensorielle bilatérale sévère à profonde est un handicap majeur engendrant des difficultés dans les activités quotidiennes et pouvant mener à terme à l'isolement social. L'implantation cochléaire unilatérale restaure une audition utile avec des niveaux de reconnaissance vocale très satisfaisants notamment dans le silence. Néanmoins, en l'absence de binauralité, les patients sont incapables de localiser les sons et ont des difficultés importantes à discriminer les mots dans les milieux bruyants et réverbérants^{1,2}. Ces deux situations sont très fréquentes dans la vie courante et peuvent engendrer un handicap sérieux. Les difficultés de perception de la parole dans le bruit lors de l'audition monaurale par un implant cochléaire (IC) s'expliquent par 3 phénomènes^{3,4} :

1. **L'effet « masque de la tête »** qui correspond à une amputation d'un hémichamp auditif controlatéral à l'IC. C'est le phénomène le plus important, contribuant à une perte auditive de 4 à 7 décibels (dB). En cas de monauralité, le patient est incapable de discriminer le signal acoustique du bruit environnant. Cela crée un rapport signal bruit défavorable pour le patient. Le phénomène est d'autant plus important dans les hautes fréquences (amputation de 20dB), les basses fréquences étant à un degré moindre affectées par ce phénomène (3 à 6dB). La levée du masque de la tête est immédiatement perçue par le patient et nécessite très peu d'intégration centrale. Les bénéfices peuvent néanmoins encore évoluer sur 6 à 12 mois.
2. **L'absence d'effet « squelch »** qui correspond à la ségrégation de la parole par rapport au bruit de fond, lorsque les deux stimuli sont distincts dans un plan horizontal. On constate une atténuation modérée de 3dB chez le normo-entendant lors de tests spécifiques⁵. En effet, lors d'une stimulation binaurale, la diffé-

rence interaurale en temps et en intensité permet une meilleure intégration et une amélioration du signal sonore au niveau du cortex auditif. Il nécessite une intégration centrale beaucoup plus importante et complexe que l'effet « masque de la tête ». Lors de la restitution d'une binauralité par un implant cochléaire controlatéral, l'effet « squelch » n'est donc pas immédiat et plusieurs mois à plusieurs années seraient requis pour objectiver un bénéfice⁵.

3. **L'absence d'effet de sommation**, qui résulte de l'addition du signal présenté aux deux oreilles. Cet effet nécessite également une intégration centrale complexe et apporte un bénéfice modéré de 1,5 à 2,9dB chez les patients implantés cochléaires bilatéraux⁵. Ce phénomène central, aussi appelé « redondance binaurale » augmente la sensibilité aux différences en fréquence et intensité du signal sonore ce qui participe à l'amélioration de l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit.

Les difficultés pour localiser les sons chez le patient implanté cochléaire en unilatéral s'expliquent par un autre phénomène : les patients implantés cochléaires en unilatéral localisent les sons grâce aux variations de niveau sonore, avec des résultats proches du niveau de chance, alors que les patients implantés cochléaires en bilatéral localisent correctement les sons dans un plan horizontal^{3,6,7}. Chez l'adulte, l'implantation bilatérale apporte 30° d'amélioration dans la localisation par rapport à l'implant unilatéral et les meilleurs patients arrivent même à obtenir une précision de l'ordre de 4,4°, alors qu'un sujet normo-entendant a une précision de 1,7°⁸. Cette amélioration est liée à l'élargissement du champ auditif qui permet ainsi de profiter pleinement du traitement de l'information sonore et en particulier des différences inter-aurales de temps et d'intensité. Une durée de 3 mois est en générale nécessaire pour constater une amélioration.

Le traitement optimal des surdités bilatérales a évolué ces dernières années notamment grâce aux progrès technologiques mais aussi grâce à l'amélioration de notre compréhension du système auditif central. Ainsi, afin d'obtenir une binauralité chez des patients implantés cochléaires en unilatéral, plusieurs options s'offrent classiquement à nous, avec leurs avantages et leurs inconvénients (**Tableau 1**).

Une dernière option peut aussi offrir au patient une pseudo-binauralité : le système d'aide auditive Contralateral Routing Of Signal (CROS).

Ce système, apparu dans les années 1960 et développé par Harford et Barry en 1965¹⁷, a été proposé initialement dans les surdités unilatérales de perception.

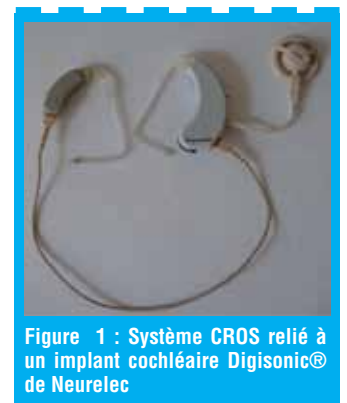


Figure 1 : Système CROS relié à un implant cochléaire Digisonic® de Neurelec

Le principe de fonctionnement du système CROS est très simple et consiste à placer un contour d'oreille équipé d'un microphone captant le son au niveau de l'oreille sourde et d'un émetteur qui va transmettre le son amplifié dans l'oreille appareillée ou à l'implant controlatéral. Le système CROS procèdent donc à un recueil controlatéral du son, suivi d'une stimulation monotique, soit à l'aide d'un système filaire (dispositif de chez Neurelec utilisé pour l'étude) (**Figure 1**), soit à l'aide d'un système d'onde FM (le CROSLink de Phonak et le Wi-Fi Mic d'Unitron). Un retard de transmission nécessaire donne à l'utilisateur des indices temporels requis pour l'aider à déterminer de quel coté provient le son¹⁸. La suppression de l'effet masque de la



tête ainsi que ce décalage temporel de l'information sonore lui procure une meilleure perception des sons qui se présentent au niveau de l'oreille non appareillée et une meilleure compréhension de la parole.

Néanmoins, son essor dans les surdités unilatérales restât limité étant donné son importante variabilité en performance selon les individus et son infériorité par rapport au BAHA (Bone Anchored Hearing Aid) ^{19,20}.

Récemment, des avancées technologiques ont permis de réduire la taille du système (ce qui facilite

l'acceptation de l'appareillage) et également de l'associer à une aide auditive conventionnelle en cas de surdité associée sur la bonne oreille (Bi-CROS).

Un tel système de transfert de l'information sonore n'a été que ponctuellement et très récemment associé à un implant cochléaire ²¹. Il présente comme avantage de restituer une pseudo-binauralité avec un coût modéré sans nécessiter d'intervention chirurgicale, ni de réglages spécifiques. Son développement a été probablement limité du

fait de la pression économique des fabricants d'implants cochléaires qui ont préféré promouvoir la recherche vers l'implant bilatéral et binaural. A notre connaissance, il existe seulement une étude publiée récemment évaluant l'apport d'un tel système chez le patient implanté cochléaire en unilatéral ².

L'objectif principal de notre étude a donc été d'évaluer l'apport d'un système CROS sur l'intelligibilité et la localisation spatiale de nos patients implantés cochléaires en unilatéral.

	Implant cochléaire bilatéral ^{3,15,16}	Implant cochléaire binaural (13,14)	Implant cochléaire et appareillage conventionnel controlatéral ¹⁰⁻¹²	Implant du tronc cérébral controlatéral ⁹
Description	Stimulation des 2 cochlées à l'aide de 2 récepteurs/stimulateurs	Stimulation des 2 cochlées par un seul processeur	Stimulation bimodale	Stimulation des noyaux auditifs du tronc cérébral
Avantages	La « meilleure » oreille est sûre d'être implantée Amélioration de la localisation spatiale et de l'intelligibilité dans le silence et dans les environnements bruyants	La « meilleure » oreille est sûre d'être implantée Stimulation de 2 cochlées par un seul processeur (Ce type de stimulation pourrait améliorer, en théorie, le codage fin des différences interaurales offrant donc une meilleure binauralité que l'implant bilatérale) Le coût diminué par rapport à une implantation bilatérale	Elargissement du champ auditif avec bénéfice pour la compréhension des mots et la localisation, dépendant de l'audition résiduelle Technique non invasive Persistance d'une stimulation acoustique et auditive	Restaurer une binauralité chez des patients atteints de pathologies ne permettant pas une implantation cochléaire : neurofibromatose de type II, lésion du nerf cochléaire (après fracture de l'os temporal), intervention chirurgicale : neurinome, neurotomie vestibulaire, malformations cochléaires acquises évoluées (méningite ossifiante, otospongiose, maladies autoimmunes)
Inconvénients	Nécessité d'une intervention chirurgicale (simultanée ou séquentielle) Le coût Les risques d'atteinte vestibulaire bilatérale L'impossibilité de préserver l'intégrité de la cochlée pour d'éventuelles futures thérapies	Ne peut être proposé que lors de la mise en place d'un premier IC : nécessité d'une intervention chirurgicale simultanée lors de la pose de l'IC (avec également un temps opératoire supplémentaire pour faire passer le porte électrode en controlatéral sous le cuir chevelu), Les risques d'atteinte vestibulaire bilatérale L'impossibilité de préserver l'intégrité de la cochlée pour d'éventuelles futures thérapies	Difficultés d'intégration centrale des 2 signaux : électrique et acoustique Utilisable uniquement en présence d'audition résiduelle	Risques opératoires

Tableau 1 : Avantages et inconvénients des différentes options pour acquérir une binauralité chez les patients implantés cochléaires en unilatéral.



Patients	Age (années)	Durée d'implantation (mois)	Durée de déprivation auditive oreille implantée (années)	Etiologie	Type de processeur	Intelligibilité (logatome) IC seul à JO Silence en %	Intelligibilité (logatome) IC seul à JO Bruit en %
1	50	10	7	Surdité brusque	Saphyr®	75	67,2
2	58	10	5	congénitale	Digisonic®	39,1	32,8
3	59	31	45	otospongieuse	Saphyr®	32,9	21,9
4	48	22	10	inconnue	Saphyr®	54,7	57,8
5	35	14	10	congénitale	Digisonic®	82,8	89,1
6	64	49	13	Maladie de Ménière	Digisonic®	40,6	25
7	54	46	51	congénitale	Digisonic®	32,8	26,6
8	47	62	14	Maladie de Ménière	Digisonic®	56,3	54,7
Médiane			12 [9 ; 22]			48 [38 ; 61]	44 [26 ; 60]

Tableau 2 : Description de la population étudiée.

L'objectif secondaire a été d'évaluer le bénéfice subjectif d'un tel système.

Matériel et méthode

Population

Quatorze patients implantés cochléaires en unilatéral avec l'implant Neurelec équipé soit d'un processeur Digisonic® SP soit d'un processeur Saphyr® étaient éligibles pour cette étude. Les critères d'inclusions étaient les patients âgés de plus de 18 ans, implantés en unilatéral depuis plus de 6 mois avec un réglage optimal réalisé au minimum 15 jours auparavant. La langue maternelle devait être le français. Les patients devaient utiliser leur IC de façon régulière et quotidienne. Les critères d'exclusion étaient les patients n'ayant pas les capacités intellectuelles de répondre au questionnaire et de réaliser les tests, les patients implantés de façon bilatérale, les patients portant une prothèse auditive controlatérale indispensable à leur compréhension et enfin les patients ayant un score d'intelligibilité < à 30% au test des logatomes VCV « voyelle consonne voyelle » dans le silence.

Six patients ont été exclus lors de la première consultation pour les raisons suivantes : intelligibilité avec IC seul inférieure à 30% (n=2), appareillage auditif controlatéral apportant une intelligibilité supérieure à 40% alors qu'elle était à 15% avec l'IC seul (n=1), date d'implantation < 6mois (n=1), implant cochléaire prototype non compatible avec le système CROS (n=1), et retard mental (n=1).

Huit patients implantés cochléaires en unilatéral ont donc été inclus dans notre

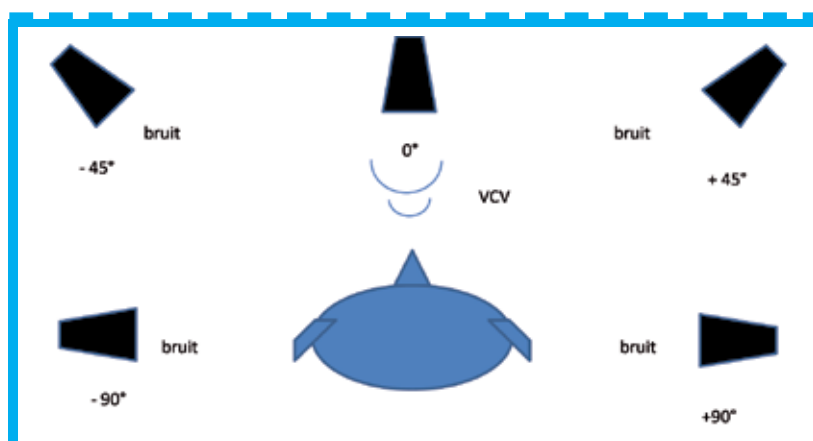


Figure 2 : Configuration des hauts parleurs pour le test VCV dans le silence et dans le bruit.

étude, les caractéristiques de cette population sont détaillées dans le **tableau 2**.

Protocole

Il s'agit d'une étude prospective monocentrique interventionnelle évaluant le système CROS associé à un implant cochléaire. Les patients ont réalisé l'essai d'un tel système associé à leur implant cochléaire pendant 15 jours. Ils ont été informés à l'aide d'une notice explicative qui leur a été remise le premier jour. Tous les patients ont signé un consentement éclairé. Nous avons comparé les paramètres évalués chez tous les patients avec et sans l'appareillage. A l'issue de cette première période, le système était donné au patient et un suivi à 6 mois était programmé.

Le protocole se décompose en deux tests objectifs d'intelligibilité (dans le silence et

dans le bruit) et de localisation spatiale et un test subjectif basé sur le questionnaire APHAB, ainsi que des remarques libres des patients sur le dispositif.

Les tests objectifs ont été réalisés le 1^{er} jour d'essai du dispositif et le 15^{ème} jour d'essai, et le test subjectif a été proposé aux patients le 15^{ème} jour.

Lors des tests objectifs (silence et bruit), les patients ont toujours utilisé le même programme de réglage de leur implant cochléaire selon leur convenance.

Evaluation de l'intelligibilité

L'intelligibilité a été évaluée à l'aide du test VCV dans le silence et dans le bruit ²³. Il s'agit de 16 logatomes testées de façon informatisée et aléatoire, avec un total de 64 passages. Ce test est réalisé à un niveau sonore confortable, choisi par le



patient de 60dB à 75dB. Les logatomes proviennent d'un haut parleur frontal (0° à l'horizontal). Le bruit blanc provient des 4 autres hauts parleurs (+ 45°, +90°, -45°, -90°) selon un rapport signal/bruit de +10 (Figure 2).

Le logiciel MATLAB nous a permis d'obtenir un pourcentage d'intelligibilité à la fin des 64 passages dans le silence puis dans le bruit.

Evaluation de la localisation dans l'espace

Le test de localisation spatial a été réalisé à partir de 5 hauts parleurs dans le silence est dans le bruit.

Des mots de la liste de Fournier ont été émis d'un des 5 hauts parleurs de façon aléatoire, à raison de 4 passages par haut parleur. Le patient devait alors désigner à haute voix d'où provenait le mot : haut parleur 1, haut parleur 2, haut parleur 3, haut parleur 4, haut parleur 5. Les mots sont émis à la même intensité que les logatomes.

Pour les tests dans le bruit, un bruit blanc a été émis avec un rapport bruit/sons de + 10 sur les 4 autres hauts parleurs (Figure 3). Les résultats sont donnés en pourcentage de réponse exacte réponse correcte et avec marge d'erreur à +1 ou -1 ; et en score globale qui est la somme des erreurs 1 ; 2 ; 3 ; 4 (tous signes +/- confondus).

Evaluation subjective du système CROS

Pour évaluer le bénéfice subjectif de cet appareillage nous avons utilisé un test standardisé : l'APHAB (Abbreviated Profil of Hearing Aid Benefit).

L'APHAB (Abbreviated Profil of Hearing Aid Benefit)

Ce test a été décrit initialement en 1995 par Cox et al²⁴ puis a été validé dans de nombreuses études.

Il s'agit d'un test d'autoévaluation qui permet aux sujets de préciser l'importance de la gêne auditive qu'ils rencontrent pour communiquer, ou en présence de bruits, dans différentes situations de leur vie quotidienne. L'APHAB comprend 24 affirmations, notées dans les quatre catégories suivantes : la facilité de communication (FC) : effort pour communiquer dans des conditions relativement favorables, la réverbération (R) : communication dans des pièces réverbérantes telles que des salles de classe, le bruits de fond ou

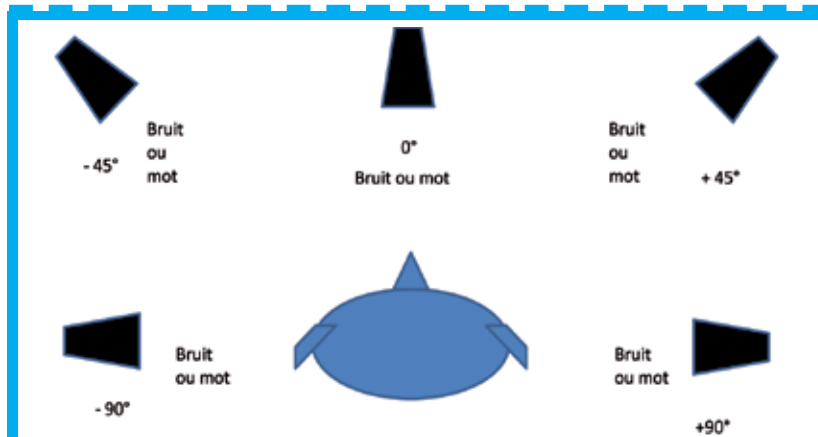


Figure 3 : Configuration des hauts parleurs pour le test de localisation avec mots de la liste de Fournier dans le silence et dans le bruit.

		Implant	Implant + CROS	p
Silence	J0	48 [38 ; 61]	55 [39 ; 74]	0,03
	J15	44 [26 ; 60]	48 [36 ; 68]	0,025
Bruit	J0	48 [34 ; 75]	57 [43 ; 78]	0,012
	J15	47 [34 ; 64]	49 [37 ; 71]	0,036

Tableau 3 : Médianes et interquartiles des scores d'intelligibilité (en pourcentage) avec et sans le système CROS dans le bruit et dans le silence à J0 et J15.

ambiants (BF) : communication dans des milieux comportant un niveau élevé de bruit de fond, et les sons indésirables ou aversion (A) : aspect déplaisant ou gênant des sons environnants. Chacune des 24 affirmations concerne une seule catégorie et il y a 6 affirmations par catégorie, réparties d'une façon aléatoire dans la liste. Chaque thème reçoit une réponse « avec l'IC seul » et « avec l'IC + le système CROS », afin d'obtenir un résultat dans chaque catégorie à la fois sous les conditions avec et sans système CROS. Ce test permet de recueillir un pourcentage qui reflète la fréquence des difficultés auditives rencontrées pour chaque catégorie. On considère qu'il y a un bénéfice pour chaque catégorie lorsque la différence « avec et sans système CROS » est supérieure ou égale à 22 points pour : la facilité de communication, le bruit de fond et la réverbération, ou supérieure ou égale à 31 pour l'aversion. Pour qu'il y ait un bénéfice globale, cela nécessite que les différences pour les trois premières catégories (facilité de communication, bruit de fond et réverbération) soient toutes meilleures d'au moins 5 points. Le risque d'erreur est alors de 1 sur 10 dans ces 2 situations. L'acceptation du dispositif à la fin de la période d'essai des 15 jours et à 6 mois a également été évaluée et nous avons relevé les remarques ne rentrant pas dans un questionnaire de qualité de vie.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée en utilisant le logiciel stat view 5 (SAS Institute Inc). Etant évalués avec et sans le système CROS, les patients étaient leur propre témoin. Les échantillons comparés étaient donc appareillés. Les variables continues ont été exprimées en médianes (25-75^{ème} percentile) et les variables nominales ont été exprimées sous forme de pourcentage. Les différences de performances sur les tests d'intelligibilité et sur la localisation spatiale ont été évaluées avec le test T de Wilcoxon sur série appariée. Ce test non paramétrique ne nécessite pas de distribution gaussienne de la variable quantitative à comparer, ce qui était indispensable vu le faible effectif de notre échantillon. Le risque de première espèce a été fixé à 5% et le niveau de significativité p a été fixé à 0,05.

Résultats

Intelligibilité

Une amélioration significative de l'intelligibilité a été retrouvée dans le silence et dans le bruit avec le système CROS à J0 et à J15 (p<0,05) (Tableau 3). Les figures 4 et 5 illustrent cette amélioration à J0 et à J15 respectivement.



Localisation spatiale

Les tests de localisation spatiale dans le bruit et dans le silence à J0 et à J15 n'ont pas montré d'amélioration significative de la localisation lors du port du système CROS (**Tableau 4, 5, 6**).

Les **figures 6, 7, 8 et 9** détaillent la répartition des patients lors des tests de localisation. On constate une répartition homogène de part et d'autre de la ligne médiane pour les 4 situations ce qui illustre bien l'absence d'amélioration significative avec le port du système CROS pour les tests de localisation à J0 et J15 dans le silence et dans le bruit.

APHAB et autres évaluations subjectives

A J15, nous avons constaté une différence significative pour la catégorie « facilité de communication » avec le système CROS ($p=0,043$) ainsi que pour le score global d'évaluation ($p=0,043$). Il n'y avait pas de différence significative avec le port du système CROS pour les 3 autres catégories bruit de fond, réverbération et aversion (**Tableau 7**). Parmi les 8 patients étudiés, nous avons retrouvé un gain d'au moins 10 points pour chacune des catégories de communication (FC, R et BF) pour 3 patients et d'au moins 5 points pour un quatrième. Cela traduit d'après Cox et al²⁴ une amélioration significative à l'échelle individuelle avec un risque d'erreur de respectivement 4% et 10%. Les patients ont donc retiré un bénéfice global lors du port du système CROS et un bénéfice plus ciblé lors des communications avec autrui. En revanche pour la catégorie aversion un patient a signalé une gêne augmentée dans ces situations lors du port du système

		Implant	Implant + CROS	p
Silence	J0	36 [31 ; 39]	34 [30 ; 35]	0,4
	J15	35 [30 ; 35]	30 [28 ; 37]	0,7
Bruit	J0	32 [25 ; 34]	27 [24 ; 28]	0,3
	J15	28 [25 ; 32]	28 [27 ; 31]	0,5

Tableau 4 : Score globale de localisation dans l'espace. Un score élevé correspond un une somme d'erreurs importante

		Implant	Implant + CROS	p
Silence	J0	50 [40 ; 55]	45 [45 ; 58]	0,9
	J15	50 [50 ; 58]	50 [40 ; 58]	0,6
Bruit	J0	65 [48 ; 65]	65 [53 ; 68]	0,6
	J15	60 [53 ; 65]	55 [55 ; 63]	0,7

Tableau 5 : Pourcentage de réponses correctes (avec marge d'erreur à +1 et -1) au test de localisation spatiale.

		Implant	Implant + CROS	p
Silence	J0	20 [13 ; 28]	25 [20 ; 28]	0,6
	J15	25 [15 ; 25]	20 [15 ; 30]	0,9
Bruit	J0	25 [23 ; 30]	25 [20 ; 28]	0,9
	J15	25 [23 ; 28]	25 [23 ; 25]	0,6

Tableau 6 : Pourcentage de réponses exactes au test de localisation spatiale.

	Implant	Implant + CROS	p
Facilité de Communication	40 [31 ; 58]	35 [18 ; 47]	0,043
Bruit de fond	63 [44 ; 69]	45 [39 ; 61]	0,068
Réverbération	66 [48 ; 77]	59 [42 ; 67]	0,068
Aversion	48 [33 ; 61]	55 [35 ; 61]	0,71
Score global	51 [45 ; 63]	47 [42 ; 51]	0,043

Tableau 7 : Médianes et interquartiles [25ème ; 75ème percentiles] des Scores APHAB pour chaque catégorie et score global du questionnaire à J15.

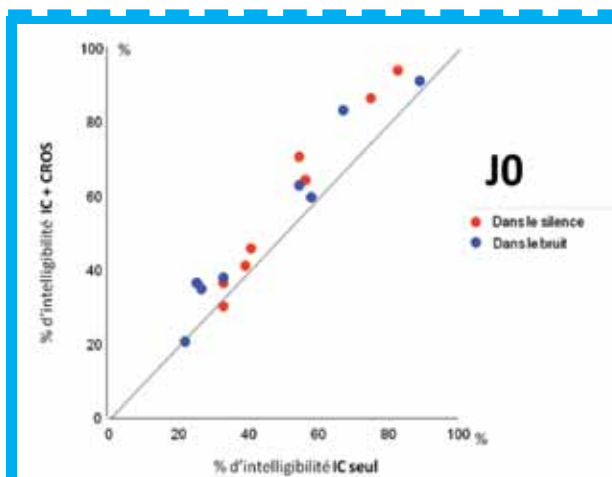


Figure 4 : Pourcentage d'intelligibilité avec et sans le système CROS à J0 dans le silence et dans le bruit.

Les points au-dessus de la ligne médiane représentent les patients ayant une amélioration avec le système CROS

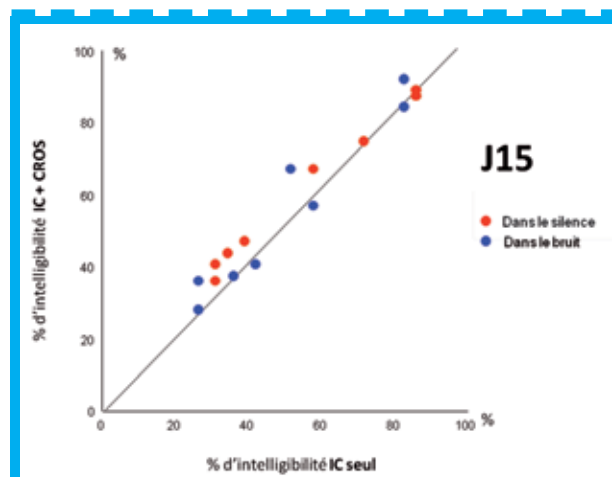


Figure 5 : Pourcentage d'intelligibilité avec et sans le système CROS à J15 dans le silence et dans le bruit

Les points au-dessus de la ligne médiane représentent les patients ayant une amélioration avec le système CROS



CROS. Ces résultats sont illustrés dans les figures 10 et 11.

A 6 mois, uniquement 2 patients sur 8 (25%) continuaient à porter quotidiennement leur système CROS. Les raisons principales invoquées étaient la gêne dans le bruit ^{5/6}, le système filaire gênant (3/6) et l'apparition de céphalées ^{4/6}.

Discussion

Notre étude a montré que la réhabilitation d'une pseudobinauralité à l'aide d'un système CROS chez un patient implanté cochléaire unilatéral améliore significativement l'intelligibilité, en cabine et à court terme, dans le silence et dans le bruit, sans amélioration de la localisation spatiale, et ceci dès la mise en fonctionnement du système. L'évaluation subjective grâce au questionnaire APHAB confirme les tests objectifs d'intelligibilité en montrant notamment l'amélioration des items portant sur la facilité de communication et l'apport d'un bénéfice global du système

CROS. Néanmoins, à long terme et dans des conditions de vie réelles, seulement 25 % des patients ont continué à porter le système en raison principalement d'une gêne dans le bruit.

La tendance actuelle dans le domaine de l'implantologie cochléaire est la restauration d'une binauralité. Des études ont montré que rétablir une binauralité permettait une amélioration sans ambiguïté de la compréhension de la parole notamment dans les milieux bruyants, que cela soit grâce à une implantation bilatérale ^{3,4,15} ou à une implantation binaurale ¹³.

Lors d'une stimulation pseudo-binaurale, le signal sonore arrivant du côté non implanté est transmis du côté de l'implant via un microphone, un émetteur et un système filaire. Ce « déroutement controlatéral du signal sonore » par voie aérienne est connu depuis de très nombreuses années et utilisé dans le cadre de surdité profonde unilatérale avec audition normale ou sub normale

controlatérale. Harford et Barry ont développé dès 1965 ce système CROS pour supprimer l'effet masque de la tête ²⁵. Plus récemment (dans les années 1990), un « déroutement controlatéral du signal sonore » par voie osseuse (Bone Anchored Hearin Aid) a été proposé ²⁶. Ces systèmes permettant de restaurer une pseudo-binauralité ont prouvé leur efficacité dans de nombreuses études résumées dans la revue de Baguley et al ¹⁹. Ils améliorent la discrimination de la parole dans le bruit. ^{18,27,28}. Les résultats de notre étude montrent que ces bénéfices sont transposables en partie chez le patient implanté cochléaire en unilatéral avec système CROS. Récemment Sinnathuray et al ²¹ avaient évoqué l'intérêt du système CROS chez deux patients implantés cochléaires unilatéraux avec un seul nerf cochléaire fonctionnel. Ils avaient testé le système CROS controlatéral pendant 10 jours puis avaient été implantés à l'aide d'un implant du tronc cérébral (ITC). La configuration IC + CROS a donné de meilleurs résultats

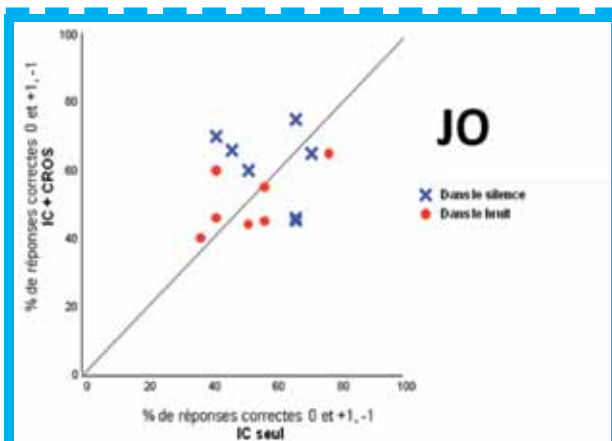


Figure 6 : Comparaison des réponses correctes avec et sans le système CROS à J0 dans le bruit et dans le silence.

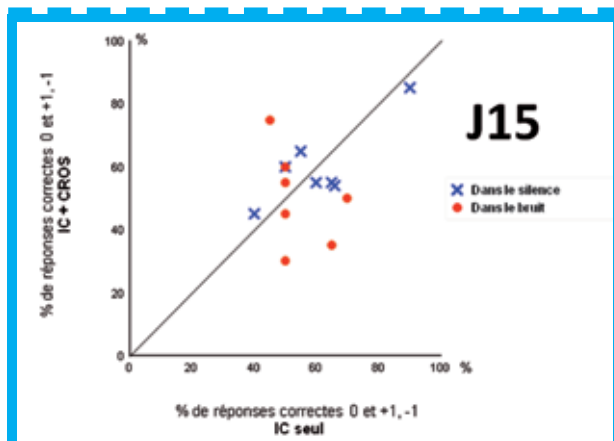


Figure 7 : Comparaisons des réponses correctes avec et sans système CROS à J15 dans le silence et dans le bruit.

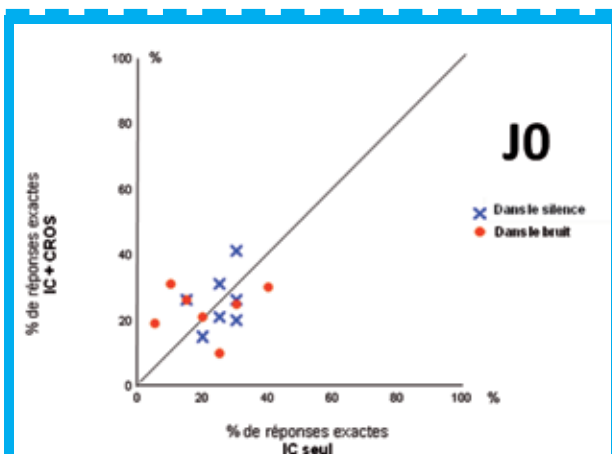


Figure 8 : Comparaisons des réponses exactes avec et sans système CROS à J0 dans le silence et dans le bruit.

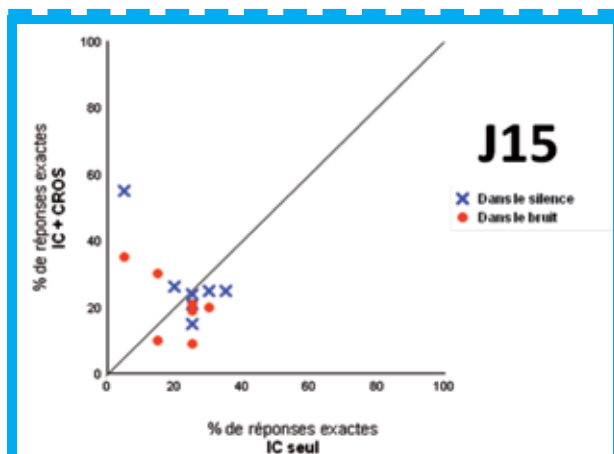


Figure 9 : Comparaison des réponses exactes avec et sans système CROS à J15 dans le silence et dans le bruit.



d'intelligibilité dans le silence par rapport à l'IC seul et à l'IC + ITC. Pour les 3 effets (le masque de la tête, l'effet squelch et l'effet de sommation) influant sur la binauralité, le système CROS apporte globalement un bénéfice plus important que l'ITC. Cette étude ne porte cependant que sur 2 patients avec des résultats très disparates et ne permet pas de tirer de conclusions quant à la supériorité du système CROS versus l'IC+ITC qui devrait en théorie être supérieur puisque lui seul permet une restauration d'une vraie binauralité. Néanmoins cette stimulation binaurale simultanée se produit à différents niveaux des voies auditives, ce qui peut produire des interférences et expliquer ces résultats décevants. En ce qui concerne la localisation dans l'espace, la fonction pseudo-binaurale du système CROS et l'IC + ITC n'apportent pas de bénéfice par rapport à l'implant cochléaire seul. Ces mauvais résultats sont expliqués par l'absence d'acquisition d'une vraie binauralité.

A ce jour une seule étude réalisée par l'équipe d'Arora et al²² confirme nos résultats à court terme. En effet ils ont montré en appareillant 21 adultes implantés cochléaires en unilatéral avec le système CROS, qu'il existe une amélioration du gain de la compréhension de la parole significative dans le silence. Dans le bruit, l'amélioration n'est présente que lorsque le bruit est envoyé du côté de l'implant. Au contraire, il existe une dégradation auditive lorsque le bruit est envoyé du côté du

système CROS. Cette étude porte sur une population plus importante que la notre, mais elle a été réalisée sur une période de test très courte (1/2 heure).

Le système CROS apporte classiquement un bénéfice prothétique dans 3 situations évaluées par le questionnaire APHAB : la facilité de communication, la réverbération et le bruit de fond ; concernant l'aversion aucune amélioration n'est généralement retrouvée^{18, 25, 28}. Certains^{29,30} ont même montré une aggravation des résultats avec le système CROS. Cela s'explique aisément car les patients ont une amplification de la parole mais aussi des sons parasites. Dans notre étude les patients ont également rapporté une gêne importante, que cela soit dans la rue, au restaurant ou dans les salles d'attentes, ce qui a amené à un abandon de l'appareillage entre 15j et 6 mois chez 75 % des patients. En effet, le système CROS augmente aussi le niveau sonore des bruits parasites, ce qui peut entraîner une gêne dans les milieux bruyants. L'apparition de ces bruits parasites se traduit non pas par une chute de l'intelligibilité mais par une fatigabilité d'écoute qui s'exprime chez nos patients par des céphalées. Une des principales explications à l'échec du CROS est probablement liée au fait que les processus centraux binauraux, le squelch et l'effet de sommation, ne sont pas possible car le cerveau ne reçoit les informations auditives que d'un seul côté³¹.

L'étude de S. Arndt et al³² qui compare de façon novatrice le système CROS, la BAHA et l'IC dans le traitement de la surdité profonde unilatérale semble montrer la supériorité de la binauralité par rapport à la pseudo-binauralité que ce soit en terme de compréhension vocale ou de localisation sonore. La BAHA ou le système CROS ont été (de façon randomisé) optimisés

pendant 3 semaines chez 11 patients en échec d'un tel système. A la fin de cette période ils ont reçu un implant cochléaire qu'ils ont porté pendant 6 mois avant de réaliser les tests. Les résultats de cette étude ont montré une supériorité de l'implant cochléaire face aux autres alternatives n'apportant qu'une pseudobinauralité, aussi bien pour la compréhension de la parole que pour la localisation dans l'espace. Ces résultats objectifs ont été confirmés par les mesures subjectives des questionnaires de qualité de vie. Mais cette étude comporte plusieurs biais, notamment de sélection. Les patients retenus étaient des insatisfaits du système CROS et de la BAHA. Ils ont été sélectionnés avec des durées de déprivation auditive courtes de 25 mois en moyenne, ce qui influe énormément sur les résultats auditifs post implantation. Cela peut expliquer la différence significative entre l'apport des systèmes offrant une pseudo-binauralité et l'implant cochléaire.

Le développement de la binauralité dans le cadre des surdités neurosensorielles bilatérales a donc privilégié, ces dernières années, la binauralité « vraie » et plusieurs études ont montré la supériorité de l'IC bilatéral ou binaural par rapport à l'IC unilatéral^{3,4,13,15}.

Dans ces conditions quelle peut être la place de l'IC+ CROS ? Et notamment le coût de la pose d'un implant cochléaire bilatéral est-il justifié ?

Le système CROS ne peut probablement pas remplacer une vraie binauralité. Il peut néanmoins s'adresser à des patients ne pouvant (en raison de problèmes anatomiques ou fonctionnels) ou ne voulant pas bénéficier d'un deuxième implant cochléaire. C'est une alternative offrant une pseudobinauralité et notre étude a montré son efficacité chez certains patients pour améliorer le confort d'écoute du patient et l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit. Cependant notre étude comporte un certains nombres de biais : le score APHAB nous a permis de dégager une différence pour le critère facilité de communication et un bénéfice prothétique pour le score global. Néanmoins ce test ainsi que son interprétation présente également certains biais. Les patients n'ont pas pu répondre à toutes les questions car ils n'ont pas été confrontés à certaines situations, sur cette période de 15 jours ; le facteur enthousiasme de l'essai d'un nouvel appareil a pu majorer positivement les résultats; le fait que l'appareil ait été donné gratuitement en fin d'étude a pu influencer le facteur satisfaction.

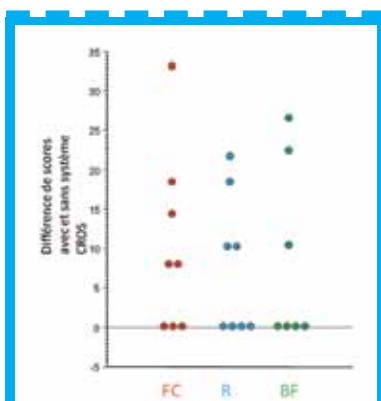


Figure 10 : Comparaison des réponses du questionnaire APHAB avec et sans système CROS à J15.

La différence des pourcentages avec et sans système CROS a été calculée pour les 3 catégories suivantes : facilité de communication (FC), bruit de fond (BF), et réverbération (R). Cela correspond au bénéfice prothétique perçu par chaque patient. Plus le score est élevé plus le patient est satisfait du système CROS. Lorsque la différence est égale à zéro cela signifie que le patient n'a pas objectivé de bénéfice avec le système CROS.

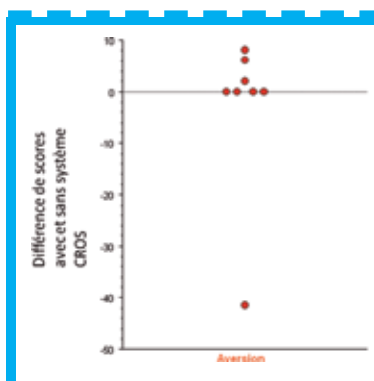


Figure 11 : bénéfice perçu par les patients pour la catégorie aversion (A) à J15. Pour un patient on constate qu'il a été gêné par les bruits parasites (-40) ; le système CROS a eu l'effet inverse escompté.



Les avantages du système CROS sont multiples. Il ne nécessite pas d'intervention chirurgicale. Il permet préserver une cochlée saine pour d'éventuelles thérapies cellulaires à venir. Il peut être retiré à tout moment. Il présente un coût modéré (164 euros) qui contraste avec le coût de la pose d'un deuxième implant cochléaire (17 407 euros)³³. Et il peut s'adresser à des patients candidats à l'implant du tronc cérébral, avec un bénéfice escompté équivalent sans le désagrément chirurgical et les interférences auditives centrales dues à la double stimulation.

Les inconvénients sont inhérents au fait que le système CROS ne restaure pas une réelle binauralité. La localisation spatiale sonore sera toujours moins bonne que l'implant bilatéral, ce qui est classiquement reconnu avec la pseudobinauralité³³. La faible acceptabilité du système à 6 mois contraste avec les bons résultats objectifs mesurés à J0 et J15. Cet écart entre les mesures en cabine et les sensations ressenties dans la vie courante s'explique probablement par l'impossibilité de moduler le rapport signal/bruit (RSB) lors du port du système. Les bruits parasites vont ainsi perturber le patient qui n'aura plus la possibilité d'augmenter son RSB en bougeant la tête.

Conclusion

L'association système CROS-IC est prometteuse bien qu'actuellement limitée. Les progrès technologiques devraient favoriser son utilisation avec notamment l'intégration des nouveaux traitements du signal utilisés par les aides auditives (en particulier, le rehaussement des délais droit-gauche et du spectre fréquentiel permettant d'améliorer le rapport signal/bruit). Dans notre opinion, le système CROS représente une bonne alternative à l'implant cochléaire bilatéral et se doit notamment d'être proposé en essai avant toute chirurgie de bilatéralisation. De nombreux patients pourraient ainsi bénéficier de cette ancienne technologie adaptée à l'IC. Des études comparatives à plus grande échelle (IC+CROS versus IC bilatéral) avec analyse médico-économique pourraient permettre de mieux sélectionner dans l'avenir les candidats potentiels à ce type de réhabilitation.

Bibliographie

- Bishop CE, Eby TL. The current status of audiological rehabilitation for profound unilateral sensorineural hearing loss. *Laryngoscope*. 2010 mars;120(3):552-6.
- Zheng Y, Koehnke J, Besing J, Spitzer J. Effects of noise and reverberation on virtual sound localization for listeners with bilateral cochlear implants. *Ear Hear*. 2011 oct;32(5):569-72.
- Basura GJ, Eapen R, Buchman CA. Bilateral cochlear implantation: current concepts, indications, and results. *Laryngoscope*. 2009 déc;119(12):2395-401.
- Laske RD, Veraguth D, Dillier N, Binkert A, Holzmann D, Huber AM. Subjective and objective results after bilateral cochlear implantation in adults. *Otol. Neurotol*. 2009 avr;30(3):313-8.
- Buss E, Pillsbury HC, Buchman CA, Pillsbury CH, Clark MS, Haynes DS, et al. Multicenter U.S. bilateral MED-EL cochlear implantation study: speech perception over the first year of use. *Ear Hear*. 2008 janv;29(1):20-32.
- Buhagiar R, Lutman ME, Brinton JE, Eyles J. Localization performance of unilateral cochlear implant users for speech, tones and noise. *Cochlear Implants Int*. 2004 sept;5(3):96-104.
- Kerber S, Seeber BU. Sound localization in noise by normal-hearing listeners and cochlear implant users. *Ear Hear*. 2012 juill;33(4):445-57.
- Murphy J, O'Donoghue G. Bilateral cochlear implantation: an evidence-based medicine evaluation. *Laryngoscope*. 2007 août;117(8):1412-8.
- Colletti V, Shannon R, Carner M, Veronese S, Colletti L. Outcomes in nontumor adults fitted with the auditory brainstem implant: 10 years' experience. *Otol. Neurotol*. 2009 août;30(5):614-8.
- van Hoesel RJM. Contrasting benefits from contralateral implants and hearing aids in cochlear implant users. *Hear. Res*. 2012 juin;288(1-2):100-13.
- Ching TYC, Hill M, Brew J, Incerti P, Priolo S, Rushbrook E, et al. The effect of auditory experience on speech perception, localization, and functional performance of children who use a cochlear implant and a hearing aid in opposite ears. *Int J Audiol*. 2005 déc;44(12):677-90.
- Ching TYC, Incerti P, Hill M. Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears. *Ear Hear*. 2004 févr;25(1):9-21.
- Verhaert N, Lazard DS, Gnansia D, Bébér J-P, Romanet P, Meyer B, et al. Speech performance and sound localization abilities in Neurelec Digisonic® SP binaural cochlear implant users. *Audiol. Neurootol*. 2012;17(4):256-66.
- Truy E, Ionescu E, Ceruse P, Gallego S. The binaural digisonic cochlear implant: surgical technique. *Otol. Neurotol*. 2002 sept;23(5):704-9.
- Sparreboom M, van Schoonhoven J, van Zanten BGA, Scholten RJPM, Mylanus EAM, Grolman W, et al. The effectiveness of bilateral cochlear implants for severe-to-profound deafness in children: a systematic review. *Otol. Neurotol*. 2010 sept;31(7):1062-71.
- Zeitler DM, Kessler MA, Terushkin V, Roland TJ Jr, Svirsky MA, Lalwani AK, et al. Speech perception benefits of sequential bilateral cochlear implantation in children and adults: a retrospective analysis. *Otol. Neurotol*. 2008 avr;29(3):314-25.
- Harford E, Dodds E. The clinical application of CROS. A hearing aid for unilateral deafness. *Arch Otolaryngol*. 1966 mai;83(5):455-64.
- Hol MKS, Kunst SJW, Snik AFM, Bosman AJ, Mylanus EAM, Cremers CWRJ. Bone-anchored hearing aids in patients with acquired and congenital unilateral inner ear deafness (Baha CROS): clinical evaluation of 56 cases. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol*. 2010 juill;119(7):447-54.
- Baguley DM, Bird J, Humphris RL, Prevost AT. The evidence base for the application of contralateral bone anchored hearing aids in acquired unilateral sensorineural hearing loss in adults. *Clin Otolaryngol*. 2006 févr;31(1):6-14.
- Vaneecloo FM, Ruzza I, Hanson JN, Gérard T, Dehaussy J, Cory M, Arrout C, Vincent C. The monaural pseudo-stereophonic hearing aid (BAHA) in unilateral total deafness: a study of 29 patients. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*. 2001;122(5):343-50.
- Sinnathuray AR, Meller R, Cosso M, Magnan J. Cochlear implantation and contralateral auditory brainstem implantation. *Otol. Neurotol*. 2012 août;33(6):963-7.
- Arora R, Amoodi H, Stewart S, Friesen L, Lin V, Nedzelski J, Chen J. The addition of a contralateral routing of signals microphone to a unilateral cochlear implant system--a prospective study in speech outcomes. *Laryngoscope*. 2013 Mar;123(3):746-51.
- Skinner MW, Holden LK, Fourakis MS, Hawks JW, Holden T, Arcaroli J, et al. Evaluation of equivalent in two recordings of monosyllabic words. *J Am Acad Audiol*. 2006 mai;17(5):350-66.
- Cox RM, Alexander GC. The abbreviated profile of hearing aid benefit. *Ear Hear*. 1995 avr;16(2):176-86.
- Harford E. Bilateral cros. Two sided listening with one hearing aid. *Arch Otolaryngol*. 1966 oct;84(4):426-32.
- Weber BA, Roush J, McElveen JT Jr. Application of an implantable bone conduction hearing device to patients with unilateral sensorineural hearing loss. *Laryngoscope*. 1992 mai;102(5):538-42.
- Lin L-M, Bowditch S, Anderson MJ, May B, Cox KM, Niparko JK. Amplification in the rehabilitation of unilateral deafness: speech in noise and directional hearing effects with bone-anchored hearing and contralateral routing of signal amplification. *Otol. Neurotol*. 2006 févr;27(2):172-82.
- Niparko JK, Cox KM, Lustig LR. Comparison of the bone anchored hearing aid implantable hearing device with contralateral routing of offside signal amplification in the rehabilitation of unilateral deafness. *Otol. Neurotol*. 2003 janv;24(1):73-8.
- Hol MKS, Bosman AJ, Snik AFM, Mylanus EAM, Cremers CWRJ. Bone-anchored hearing aid in unilateral inner ear deafness: a study of 20 patients. *Audiol. Neurootol*. 2004 oct;9(5):274-81.
- Wazen JJ, Spitzer JB, Ghossaini SN, Fayad JN, Niparko JK, Cox K, et al. Transcranial contralateral cochlear stimulation in unilateral deafness. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2003 sept;129(3):248-54.
- Arndt S, Aschendorff A, Laszig R, Beck R, Schild C, Kroeger S, Ihorst G, Wesarg T. Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otol. Neurotol*. 2011 Jan;32(1):39-47.
- Arndt S, Laszig R, Aschendorff A, Beck R, Schild C, Hassepass F, et al. [Unilateral deafness and cochlear implantation: audiological diagnostic evaluation and outcomes]. *HNO*. 2011 mai;59(5):437-46.
- Summerfield AQ, Marshall DH, Barton GR, Bloor KE. A cost-utility scenario analysis of bilateral cochlear implantation. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg*. 2002 nov;128(11):1255-62.



Veille acouphène

Le test ANL est-il prédictif de l'hyperacousie ?

Philippe LURQUIN

C.H.U. St Pierre
Bruxelles

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

philippelurquin@
yahoo.fr



T. Papart

Laboratoire
Dehaussy-Renard
59000 Lille



Présentation de l'ANL

Introduit en 1991 par Nabelek, Tucker et Lebowski sous l'appellation de « rapport signal/ bruit toléré », l'ANL permet de déterminer l'intensité de bruit acceptable de chacun.

En 2005, Nabelek et Burchfield découvrent que les porteurs satisfaits de leur appareillage présentent une bonne acceptation du bruit de fond et un score minime au test. Par contre, certains malentendants ne peuvent pas bénéficier d'aides auditives car ils présentent une incapacité à supporter le bruit de fond tout en écoutant un discours. Ce rejet est sans rapport avec la compréhension de la parole en général ou dans un bruit de fond. Cette description de l'intolérance au son sans perte de l'intelligibilité est également caractéristique de l'hyperacousie.

Une distinction doit être faite entre la compréhension de la parole dans le bruit et le niveau d'acceptation du bruit de fond tout en écoutant la parole. Ce test se base donc sur une tolérance individuelle au bruit de fond qui tient compte de l'acceptation du bruit et non pas sur l'intelligibilité du discours. (Nabelek, 2005 et Mueller, 2010). Soulignons dès maintenant que l'ANL et le RSB (rapport signal/ bruit) sont obtenus par la différence entre le niveau du signal et celui du bruit de fond.

Néanmoins, le RSB permet de calculer le niveau d'intelligibilité de la parole dans un rapport Signal/ Bruit tandis que l'ANL recherche le niveau de bruit maximum que le sujet est capable d'accepter sans entacher sa compréhension globale du signal de parole. (Nabelek, 2005). De plus, deux études ont montrés que les SSI et les ANL ne sont pas liés aussi bien pour les sujets normo-entendants (Franklin, 2001) que pour les malentendants. (Nabelek, 2004).

L'ANL test

Ce test se déroule en deux étapes :

- Détermination du niveau d'écoute le plus confortable (MCL),
- Détermination du niveau maximum de bruit toléré pour écouter l'histoire confortablement sur le long terme (BNL).

Le Most Comfortable Level (MCL)

L'audioprothésiste va rechercher le niveau d'écoute le plus confortable pour le patient.

Le patient doit ajuster l'intensité du discours à son niveau de confort (MCL) comme si il écoutait la radio. Un bouton de volume permettra de faire l'ajustement. (Nabelek, 2006).

Le Background Noise Level (BNL)

Cela consiste à trouver le niveau de bruit maximum toléré pour écouter l'histoire confortablement sur le long terme. Pour cela, un bruit masquant ajouté au signal de parole, le signal de parole étant réglé sur l'intensité du MCL du patient. Le bruit utilisé est l'Onde Vocale Globale créé par Léon Dodelé. Enfin, le sujet va régler le bruit au niveau maximum de façon à ce qu'il soit capable de suivre l'histoire pendant longtemps tout en supportant la « charge de bruit de fond » présentée parallèlement. (Nabelek, 2006)

L'Acceptable Noise Level (ANL)

Par définition, le niveau de bruit acceptable, exprimé en dB, est la différence entre l'écoute de la parole dans le calme à un niveau confortable (MCL) et le niveau de bruit de fond maximale que le patient est prêt à accepter tout en écoutant le discours présenté au niveau de confort (BNL) :

$$ANL = MCL - BNL$$

Revue de littérature

Les recherches n'ont pas réussies à établir de corrélation ni entre l'ANL et l'âge (Nabelek, 1991 et Freyaldenhoven, 2006), ni le sexe (Nabelek, 2003 et Nabelek, 2005) ou encore le degré de perte auditive (Nabelek, 2005).

Les études n'ont montré aucune différence aucune différence significative entre les sujets implantés et les sujets normo-entendants. (Habsbourg & al 2008).

L'ANL test est principalement reconnu pour son impact dans la prédiction du succès d'appareillage.

En 2006, Nabelek et al. souhaitent prédire le succès d'appareillage à partir de l'ANL test. Cette étude s'effectue sur 191 personnes malentendantes ayant un appareillage bilatéral acquis dans les trois dernières années.

Les résultats montrent que la valeur obtenue à l'ANL est liée au degré d'acceptation des prothèses auditives. Plus la valeur ANL est petite, meilleure sera la tolérance au bruit de fond et meilleur sera le succès d'appareillage. Les utilisateurs à temps plein tolèrent donc mieux le bruit de fond que les utilisateurs à temps partiel ou les non-utilisateurs avec une prédiction de 85%. (Nabelek, 2006).

En 1994, Crowley montre que des corrélations faibles mais significatives existent entre les valeurs ANL, le champ dynamique de l'audition du malentendant et son attitude face à sa perte d'audition.

En 2013, Franklin va plus loin en disant que le sujet qui est motivé est prédisposé à faire plus facilement face à de nouvelles situations et à s'adapter plus facilement.

Divers facteurs modulent les valeurs de l'ANL :

- La durée du port des appareils (Nabelek 1991, Freyaldenhoven 2006)

Veille acouphène



- La gamme de l'appareil auditif (Barraud 2011).
- Le filtrage des hautes fréquences (Johnson, Ricketts & Hornsby 2007, Johnson 2009, Plyler & coll 2007).
- La directivité microphonique (Freyaldenoven, 2005 ; Lowery, 2009 et Kim, 2011).
- Les réducteurs de bruit numériques (Mueller & al 2006, Burton 2006, Plyper 2009).
- Combinaison de ces deux dernières technologies : RBN et micro directionnels (Lowery 2008, Plyper 2009, Pyse & al 2010).

L'hyperacousie

L'hyperacousie se définit comme « une intolérance inhabituelle aux sons environnementaux » (Andersson 2002) ou comme « des réponses systématiquement exagérées ou inappropriées aux sons qui ne sont ni menaçants ni désagréablement forts pour un normo-entendant ». (Baguley, 2003).

D'un point de vue épidémiologique, l'hyperacousie touche 2% de la population générale. (Andersson 2002, Baguley, 2003).

Une coïncidence des plaintes « acouphène » et « hyperacousie » a été largement souligné. Parmi les patients rencontrés, 40% (Fabjianska, 1999, Jastreboff, 2000, Baguley, 2003) à 79% (Dauman, 2005) des patients acouphéniques sont également hyperacousiques et 27% de ceux-ci nécessitant un traitement spécifique pour l'hyperacousie (Jastreboff, 2001). De plus, 86% des patients hyperacousiques ont comme plainte secondaire l'acouphène. (Baguley, 2003).

L'hyperacousie de désafférentation correspond à une sous stimulation provenant d'une lésion périphérique. Cette privation sensorielle du système nerveux central engendre une augmentation du gain central par manque d'activité sur les

fréquences lésées. Ce type d'hyperacousie est souvent transitoire et survient le plus souvent à la suite d'une opération chirurgicale, de l'appareillage d'un sujet âgé ou en cas de longue période de sous-stimulation auditive. (Lurquin, 2003). Gerken en 1993 et Salvi et Burkard en 2000 réalisent qu'une réduction des informations périphériques notamment dû à la perte des CCI engendrait une augmentation du gain dans les voies auditives centrales afin de compenser la sous-stimulation et cette élévation du gain central provoquerait une hypersensibilité aux sons.

Baguley et Andersson précisent que la déprivation sensorielle engendrerait une augmentation de l'activité spontanée et une réorganisation neuronale. (Baguley, 2007).

En raison de la plasticité cérébrale, l'hyperacousie va être générée le plus souvent par une sous-stimulation de longue durée, par une privation sensorielle ou encore par une sous-correction auditive.

La lésion cochléaire va engendrer une interruption des stimulations des régions corticales correspondantes à une bande de fréquence lésée. (Lurquin, 2013).

La conséquence en sera une modification du code neural consécutive à la diminution des afférences et à la plasticité homéostatique (Puel 2014) engendrant une hyperactivité des relais sous-corticaux en particulier le noyau cochléaire dorsal.

Evaluation

La mise en évidence d'une hyperacousie peut être réalisée soit par des questionnaires comme :

- Le B.A.H.I.A (Lurquin, 2013)
- Le G.ü.F. (Nelting, 2002)
- Le questionnaire de Khalfa (Khalifa, 2002)
- Le M.A.S.H. (Dauman & Bouscau-Faure)

Parmi les tests audiométriques, une mesure des SSI peut être réalisée pour donner une idée de la dynamique du champ auditif du patient. Un « consensus » semble s'établir autour de ce test pour évaluer la présence d'une hyperacousie. Mais, ce diagnostic est à prendre avec précaution. Le tableau 1 reprend les seuils à partir duquel le diagnostic d'hyperacousie peut être posé, selon différents auteurs.

Auteur	Année	Valeur du SSI
Brandy et Lynn	1995	< 65 dB
Goldstein et Shullman	1996	≤ 95 dB
Hall	1998	<70 dB
Jastreboff	2000	< 100 dB

Tableau 1 : Les valeurs normatives des SSI selon différents auteurs

De plus, le test n'est pas suffisamment spécifique car le résultat du test peut dépendre de la consigne qui a été donnée et/ou de la manière de la procédure de test (observation du réflexe cochléo-palpébral ou notification de la gêne par le patient)

Les courbes de croissance de la sensation d'intensité permettent également d'évaluer la manière dont est perçue la sonie et d'informer sur la présence ou non d'une hyperacousie en balayant la dynamique auditive du patient. (Lurquin, 2001).

ANL vs Hyperacousie

Certains tests ne font pas de distinction entre des symptômes très proches mais pourtant différents. C'est notamment le cas de la mesure des SSI qui ne distingue pas le recrutement de l'hyperacousie ou le questionnaire de Nelting qui ne dissocie pas vraiment l'hyperacousie de la phonophobie.

Pour cette raison, l'ANL pourrait être un test rapide, facile d'utilisation et



> VEILLE ACOUPHÈNES

subjectif qui mettrait en évidence la gêne du patient à travers son propre niveau de tolérance au son. Dans ce cas-ci, l'hyperacousie ne pourrait être confondue avec des mécanismes périphériques car il a été prouvé à plusieurs reprises que l'hyperacousie et le niveau d'acceptation au bruit de fond sont des mécanismes centraux.

Etude originale

Dans un premier temps, nous allons établir une corrélation entre les résultats ANL et :

- Les réponses du questionnaire B.A.H.I.A.,
- Les réponses du questionnaire Nelting,
- Les seuils subjectifs d'inconfort obtenus.

Dans un second temps, nous allons tenter d'établir un lien entre les valeurs ANL et les réponses données par les sujets hyperacousiques en les comparant aux résultats de sujets non-hyperacousiques afin de savoir si ce test pourrait être prédictif de ce symptôme.

Sujets

Le premier échantillon de sujets testés doit répondre à plusieurs critères d'inclusion :

- Etre hyperacousique.
- Etre « positif » à l'échelle de B.A.H.I.A. c'est-à-dire avoir un score supérieur ou égal à 2/5 à l'échelle de sensibilité aux sons.
- Avoir un SSI ≤ 80 dB ou être « positif » au questionnaire de Nelting soit un score minimum de 11/45.

Les mesures ont été effectuées au moyen du logiciel Bio Sound System 3 au Laboratoire Dehaussy-Renard à Lille.

Analyse des résultats

Population

Les mesures ont été réalisées sur 23 patients hyperacousiques et 13 sujets témoins. Parmi les patients hyperacousiques la totalité (23/23) ont également un acouphène et 1 présente une dysesthésie faciale. La moyenne d'âge est de 46,53 ans (D.S. = 14,13).

Corrélation entre l'ANL et le questionnaire BAHIA

Pour chaque patient testé, nous avons recueilli les résultats en relation avec les items relatifs à l'hyperacousie repris par le questionnaire BAHIA pour les 36 sujets testés (Figure 1).

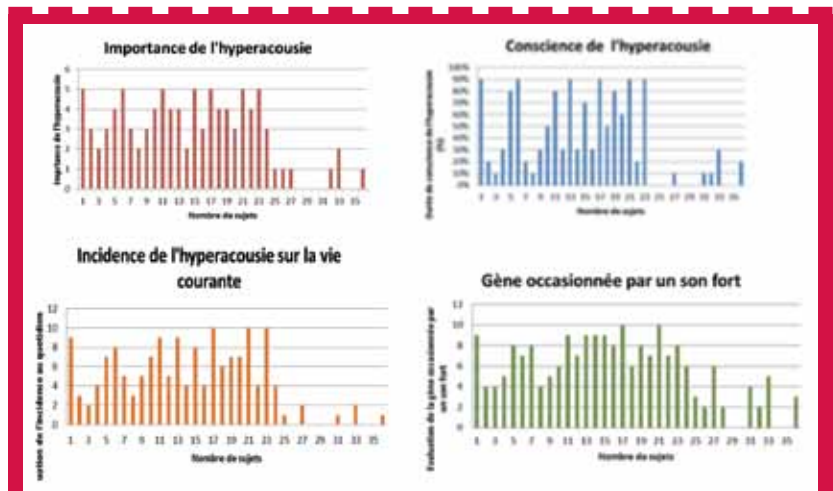


Figure 1 : Représentation graphique des résultats relatifs aux items de l'hyperacousie donnés par l'échantillon au questionnaire BAHIA. Les 23 premiers sujets sont hyperacousiques et les treize suivants sont normaux.

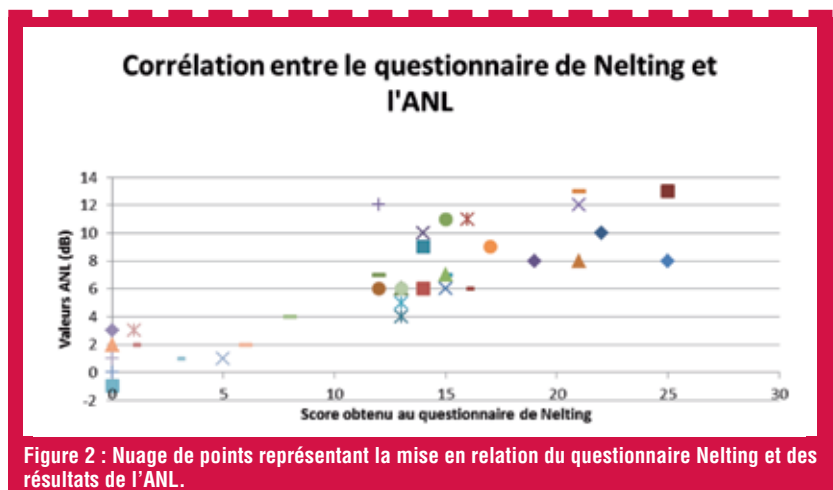


Figure 2 : Nuage de points représentant la mise en relation du questionnaire Nelting et des résultats de l'ANL.

Afin d'établir la **corrélation entre le questionnaire BAHIA et l'ANL**, nous avons décidé de corréler le score total obtenu par chaque sujet au questionnaire BAHIA en ramenant le résultat de chacun des items relatifs à l'hyperacousie sur 10 et en faisant la moyenne des 4 réponses données par le patient.

L'analyse avec le coefficient « r » de Bravais-Pearson nous indique qu'il existe une forte corrélation statistiquement significative entre le score obtenu au questionnaire BAHIA et l'ANL ($r=0,752$; $p\leq 5\%$). Nous pouvons affirmer que la relation entre ces deux facteurs est jugée d'excellente car la valeur calculée dépasse la valeur tabulée pour $\alpha = 0,01$ donc lorsque le sujet présente un score élevé au questionnaire du BAHIA, il risque d'obtenir un score élevé à l'ANL.

Afin d'établir la corrélation entre le questionnaire de Nelting et l'ANL, nous avons

représenté graphiquement la répartition des résultats en fonction de ces deux facteurs à l'aide d'un nuage de points (Figure 2).

Nous avons soumis ces données au test de corrélation de Bravais-Pearson.

La valeur du coefficient pour ces deux variables quantitatives est : $r = 0,850$.

L'analyse avec le coefficient « r » de Bravais-Pearson nous indique qu'il existe une très forte corrélation statistiquement significative entre le score obtenu au questionnaire de Nelting et l'ANL ($r=0,850$; $p\leq 5\%$). Nous pouvons affirmer que la relation entre ces deux facteurs est jugée d'excellente car la valeur calculée dépasse la valeur tabulée pour $\alpha = 0,01$ et le signe positif du coefficient de Bravais Pearson indique que lorsque le sujet présente un score élevé au questionnaire de Nelting, il risque d'obtenir un score élevé à l'ANL.



Afin d'établir la corrélation entre le SSI et l'ANL nous avons établi les moyennes des SSI pour les sujets hyperacousiques ou non.

SSI	Moyenne	Ecart-type
Hyperacousique	87,15	5,43
Non -hyperacousique	115,51	6,48

Tableau 2 : Valeurs des SSI pour les deux échantillons testés

En conclusion, nous pouvons affirmer qu'il existe une corrélation significative entre les différents tests audiométriques et l'ANL, la plus forte étant entre le questionnaire de Nelting et le test ANL.

L'ANL est-il prédictif de l'hyperacousie ?

Pour pouvoir prédire une variable (l'hyperacousie) à partir d'une autre variable (les valeurs ANL) par le calcul de leur régression (Figure 3a, 3b et 3c).

Comparaison inter-groupes

En comparant les résultats obtenus par les deux groupes, nous constatons que les résultats obtenus par les sujets hyperacousiques au test ANL sont plus élevés que ceux obtenus par les sujets normo-entendants. En effet, l'ANL moyen d'un sujet non hyperacousique est de 2,54 dB alors que l'ANL moyen d'un sujet hyperacousique est de 8,3 dB. L'analyse avec le test T nous indique qu'il y a une différence entre ces deux échantillons. La moyenne ANL des sujets non-hyperacousiques est statistiquement significativement inférieure à celle des sujets hyperacousiques ($T_{obs} = 4,071$; $p \leq 5\%$).

Nous pouvons aller plus loin en avançant que nous avons 1 chance sur 100 de nous tromper en disant que les valeurs ANL des sujets non-hyperacousiques sont significativement moins bonnes que les valeurs ANL des sujets hyperacousiques.

1.1.1 Corrélation entre l'ANL et l'hyperacousie

Nous avons souhaités savoir si une corrélation existe entre la valeur ANL obtenue et l'hyperacousie. Pour cela, nous avons présentés l'échantillon de manière différente : le groupe 1 représente les sujets ayant un ANL < 6 dB et le groupe 2

représente les sujets ayant un ANL ≥ 6 dB. Nous avons choisi 6 dB car ce chiffre correspond à la valeur moyenne ANL de l'échantillon complet. L'analyse de cette distribution avec le coefficient « phi » de Guilford nous indique qu'il existe une forte

corrélation statistiquement significative entre l'hyperacousie et l'ANL ($r = -0,759$; $p \leq 5\%$). Nous pouvons donc affirmer que la relation entre ces deux facteurs est jugée d'excellente car la valeur calculée dépasse la valeur tabulée pour $\alpha = 0,01$.

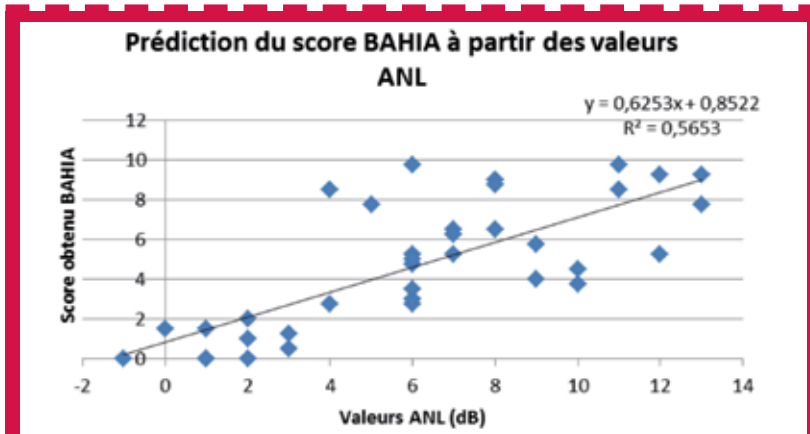


Figure 3a : Prédiction des scores obtenus au questionnaire BAHIA à partir des valeurs ANL. Chaque point de la figure représente la réponse du sujet mettant, pour chaque graphique, en correspondance les deux facteurs. En abscisses, se trouvent les valeurs ANL en dB et en ordonnées le score au questionnaire BAHIA. Bonne corrélation statistique

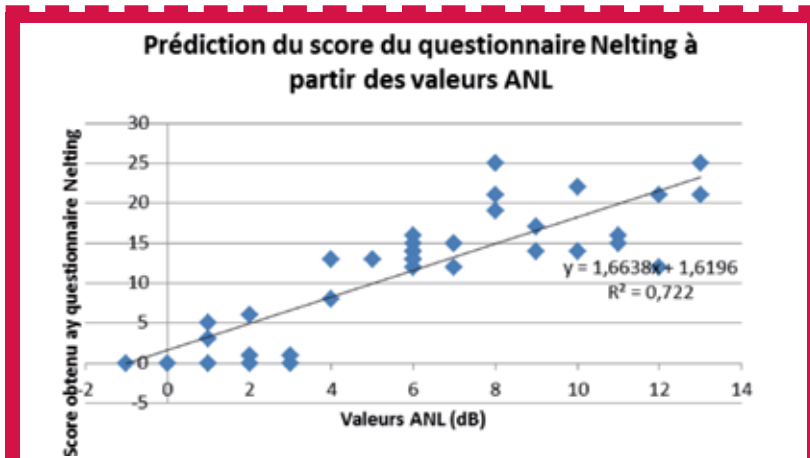


Figure 3b : Idem mais pour le questionnaire de Nelting. Excellente corrélation statistique

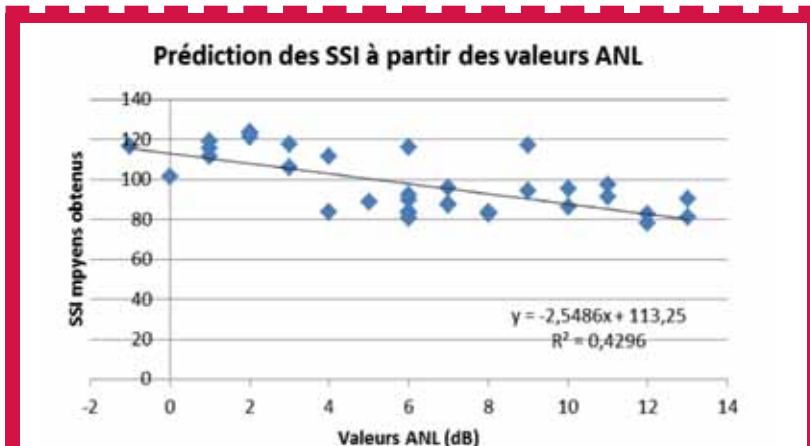


Figure 3c : Idem mais pour le SSI. Le coefficient de corrélation R² n'est que de 0,4296. Cela montre que la fiabilité de cette tendance est faible car il est inférieur à 0,5.



> VEILLE ACOUPHÈNES

En conclusion, constatant une différence significative entre les résultats des sujets hyperacousiques et non hyperacousiques et un lien entre l'ANL et l'hyperacousie, l'ANL est prédictif des différents tests de mesure de l'hyperacousie, particulièrement le questionnaire de Nelting .

	Normo-entendants	Hyperacousiques
ANL < 6 dB	11	2
ANL > ou = à 6 dB	2	21

Tableau 3 : Distribution des deux échantillons : celui ayant un ANL < 6 dB (en haut) et celui ayant un ANL ≥ 6 dB (en bas).

Discussion

Dès 2011, Levy et al. avaient remarqué des valeurs ANL bien différentes entre l'ANL moyen de sujets normo-entendants et celui d'un sujet hyperacousique.

Le caractère prédictif de l'ANL pour estimer la tendance des autres tests audiométriques confirme les constatations tant du point de vue de la corrélation que de la régression. En effet, la fiabilité de cette prédiction est bonne pour le Nelting, moyenne pour le BAHIA et faible pour les SSI.

Nous avons pu remarquer que les résultats obtenus par les patients non-hyperacousiques à l'ANL (2,54 dB) sont plus faibles que les seuils obtenus par les patients hyperacousiques (8,3 dB).

Cet écart peut s'expliquer par le fait que les sujets non hyperacousiques tolèrent mieux le bruit de fond donnant des écarts entre l'écoute de la parole et l'écoute de la parole en présence de bruit de fond plus faibles.

Cela permet d'affirmer que l'ANL est un test qui permet de dissocier ces deux échantillons sur base de leur niveau de tolérance individuelle au bruit de fond donnant des informations complémentaires à celles fournies par les autres mesures.

En conclusion, cette étude a permis donc d'instaurer un nouveau test, capable de prédire l'hypersensibilité des patients sans pouvoir en évaluer de façon précise l'importance.

Bibliographie

Asha'ari Z.A., Mat Zain N. et Razali A., (2010), Phonophobia and Hyperacusis : practical points from a case report, *Malaysian Journal Medical sci*, 17 (1), 49-51.

Baguley D.M., (2003), Hyperacusis, *Journal of the Royal Society of Medicine*, 98, 582-585.

Baguley D.M. et Andersson G., (2007), *Hyperacusis : mechanisms, diagnosis and therapies*, Abingdon, Oxfordshire, United Kingdom : Plural Publishing.

Baguley D.M. & McFerran D.J., (2011), Hyperacusis and disorders of loudness perception, *Textbook of tinnitus*.

Barraud A., (2011), De l'intérêt du test ANL en audioprothèse, Mémoire non publié, Université de Rennes I, Fougères, France.

Bizaguet E., (2011), L'hyperacousie et sa prise en charge, *France Acouphènes*, 74 (4), (<http://www.france-acouphenes.org/site>).

Brandy W. et Lynn J., (1995), Audiologic Findings in Hyperacusis and Nonhyperacusis Subjects, *American Journal of Audiology*, 4, 46-51.

Burton P.M.A., Smaka C. et Powers T.A., (2006), Digital Noise Reduction : Yes, there is research supporting its effectiveness, *Hearing Review*.

Colmant Q. et Markessis E. (2012-2013), Statistique I, Note de cours non éditées, Institut Libre Marie Haps, Bruxelles, Belgique.

Fabijanska A., Rogowski M., Bartnik G. et Skarzynski H., (1999) Epidemiology of tinnitus and hyperacusis in Poland, *Proceedings of the sixth international tinnitus seminar*.

Formby C., Gold S.L. et Frederik E.A., (1999), Shifts in dynamic range for hyperacusis patients receiving tinnitus retraining therapy (TRT), *Sixth International Tinnitus Seminar*, 297-301.

Formby C., Gold S.L. et al, (2007), Adaptive Recalibration of Chronic Auditory Gain, *Seminars in Hearing*, 28, 4, 293- 299.

Formby C., Hawley M.L. et al, (2007), Predicting Hyperacusis in Tinnitus Patients, *Seminars in Hearing*, 28, 4, 227- 276.

Formby C. et al, (2008), Intervention for restricted dynamic range and reduced sound tolerance, *Acoustic 08 Paris*, 4705- 4709.

Franklin C., Burchfield S., Nabelek A. et Thelin J., (2001), Comparison of acceptance of background noise while listening to speech and loudness tolerance, *American Speech-Language-Hearing Association Convention*.

Franklin C., Johnson L., Olinde L. et White L., (2013), The relationship between personality type and acceptable noise level: a pilot study, *ISRN Otolaryngology*, V 2013, 6.

Freyaldenhoven M.C, Smiley D.F., Muenchen R.A. et Konrad T.N., (2006), Acceptable noise level: reliability measures and comparison of different background noises, *Journal*

of American Academy of Audiology, 17, 640-648.

Freyaldenhoven M.C., (2007), Acceptable Noise Level (ANL) : Research and current application, *Audiology online*.

Freyaldenhoven M.C., Plyper P.N., Thelin J.W. et Hedrick M.S., (2007), The effects of speech presentation level on acceptance of noise in listeners with normal and impaired hearing, *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, 50, 878-885.

Freyaldenhoven M.C., (2012), Acceptable Noise Level: recent development, *Audiologyonline*.

Frye electronics inc., (2012), Predict Hearing Aid Success ! The Acceptable Noise Level (ANL) Test, (<http://www.frye.com/products/analyzers/ANL.html>)

Goldstein B. et Shulman A., (1996), Tinnitus Hyperacusis and the Loudness Discomfort Level Test - A Preliminary Report, *International Tinnitus Journal*, 2 (1), 83-89.

Gordon-Hickey S. et Moore R.E., (2007), Influence of music and music preference on ANL in listeners with normal hearing, *Journal American Academy Audiology*, 18, 417-27. (Abstract)

Gordon-Hickey S. et Moore R.E., (2008), Acceptance of noise with intelligible, reversed and unfamiliar primary discourse, *American Journal of Audiology*, 17, 129-135.

Gordon-Hickey S., Moore R.E. and Estis J., (2011), The Impact of Listening Condition on Background Noise Acceptance for Young Adults With Normal Hearing, *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, 55, 1356 - 1372.

Herráiz C., Plaza G. et Aparicio J.M., (2006), Mechanisms and management of hyperacusis (decreased sound tolerance), *Acta Otorrinolaringol*, 57(8), 373-7.

Jastreboff P. et Jastreboff M., (2000), Tinnitus Retraining Therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients, *Journal American Academy Audiology*, 11, 162-177.

Jastreboff M. et Jastreboff P., (2001), Hyperacusis, *AudiologyOnline*.

Jonhson M., (1999), A tool for measuring hyperacusis, *The Hearing Journal*, 54, 3, 34-35.

Kaltenbach J.A., Rachel J.D., Alecia Mathog T., Zhang J., Falzarano P.R. et Lewandowski M., (2002), Cisplatin-Induced Hyperactivity in the dorsal cochlear nucleus and its relation to outer hair cell loss : relevance to tinnitus, *Journal of Neurophysiologie*, 88, 699-714.

Khalifa S. et al., (2002), Psychometric normalization of a hyperacusis questionnaire, *Neurosciences et systèmes sensoriels*, 64, 436-442.

Lasry Y., *BioSound System 3 : solution logicielle de tests pour audioprothèses*, BioSound System 3.

Levy M., Peck, T. et Balachandran, R., (2011),



Acceptable Noise Level in hyperacusic individual audition and speech center, Californie du Nord.

Londero A. et Peignard P., (2004), Prise en charge multidisciplinaire des acouphènes chroniques invalidants et de l'hyperacousie, Les Cahiers de l'Audition, 17 (2), 43-47.

Lowery K., (2008), Effect on noise reduction technologies on the ANL, Unplished doctorat dissertation, University of Tennessee-Knoxville.

Lurquin P., Germain M. et Markessis E., (2001), Hyperacousie, misophonie, phonophobie : mode d'emploi, Les Cahiers de l'Audition, 14,6, 34-41.

Lurquin P., Germain M., Markessis E., Thill M.P., Palmer S. et Vincent Y., (2002), Rôle du générateur de bruit dans la thérapie des acouphènes, Les Cahiers de l'Audition, 15, 4, 21-27.

Lurquin P., Germain M., Markessis E., Thill M.P., Fabry V. et Vincent Y., (2002), Evaluation par questionnaire de l'amélioration apportée par la thérapie sonore d'habituation chez le patient acouphénique et/ou hyperacousique, Les Cahiers de l'Audition, 15, 5, 14-22.

Lurquin P., Wiener V., Thill M.P., Lambert O., Delacressonnière C. et Maillot A., (2003), L'hyperacousie : un symptôme banal du patient désafférenté ?, Les Cahiers de l'Audition, 16, 4, 22-31.

Lurquin P. et Real M., (2012), Le counselling, Les Cahiers de l'Audition, 5, 25, 42-45.

Lurquin P., Leleu O. et Real M., (2013), Le B.A.H.I.A. : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique, Les Cahiers de l'Audition, 3, 40-43.

Lurquin P. et al., (2013), Le traitement acoustique de la triade classique : acouphène-surdité-hyperacousie avec ou sans dysesthésie faciale, Les Cahiers de l'audition, 4, 40-43

Lurquin P., (2013), Tout ce vous avez toujours voulu savoir sur l'HYPERACOUSIE..., Les Cahiers de l'audition, 6, 23-26.

Marriage J. et Barnes N.M., (2003), Is central hyperacusis a symptom of 5-hydroxytryptamine (5-HT) dysfunction?, International Journal of Audiology, 42(5), 279-88. (Abstract)

Meyer B. et al., (2001), Acouphènes et hyperacousie, Paris : Société Française d'Oto - rhino laryngologie et de Chirurgie de la Face et du Cou.

Moller A.R., (2000), Hearing its physiology and pathophysiology, San Diego, Californie : Academic Press, 461-483.

Mueller H.G., Johnson E. et Weber E., (2010): Fitting hearing aids : a comparison of three pre-fitting speech tests, Audiologyonline.

Nabelek A.K., Tucker F.M. et Lebowski T.R., (1991), Toleration of background noises : relationship with patterns of hearing aid use by elderly persons, Journal of Speech, Language and Hearing Research, 34, 679-685.

Nabelek A.K., Tampus J.W. et Burchfield S.B., (2004), Comparaison of speech perception in background noise with acceptance of background noise in aided and unaided conditions, Journal of Speech, Language and Hearing Research, 47, 1001-1011.

Nabelek A.K., (2005), Acceptance of background noise may be key to successful fittings, The Hearing Journal, 54, 10-15.

Nabelek A.K., Freyaldenhoven M.C., Tampus, Burchfield et Muenchen, (2006), Acceptable Noise Level as a predictor of hearing aid use, Journal of the American Academy of Audiology, 17, 626-639.

Pisa J., Burk M. et Galster E., (2010), Evidence based of a noise management algorithm, The Hearing Journal, 63, 42-48.

Plyler P.N., (2007), Contribution of high-frequency information to the Acceptance of Background Noise in listeners with normal and impaired hearing, American Journal of Audiology, 16, 149-156.

Plyler P.N., (2008), The Acceptance of Background Noise in adult cochlear implant users, Journal of Speech, Language and

Hearing Research, 51, 502-515.

Plyler P.N., (2009), Acceptance of background noise: Recent developments, The Hearing Journal, 62, 10-17.

Saunders G.H. et Forsline A., (2006), The Performance Perceptual Test (PPT) and its application to hearing aid counseling, Hearing Review.

Saunders G.H., (2008), Performance Perceptual Test (PPT) and the Acceptable Noise Level (ANL) test : what do they measure ?, International Hearing Aid Research Conference (IHCON), USA.

Saunders G.H. et Mueller H.G., (2009), Understanding in noise: Perception vs performance, The Hearing Journal, 62, 39-42.

Tabachnik B., (1999), L'hyperacousie ou la grande sensibilité sonore, Acouphènes-Info, 3, 3-6.

Taylor B., (2008), The ANL test as a predictor of real-word hearing aid benefit, The Hearing Journal, 61, 39-42.

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

Des garanties complètes :

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

Des durées au choix :

1 an ou 4 ans

Appareils assurés pendant le prêt

A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES*

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

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

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

CONTACTEZ NOUS !!!

SARL au capital de 1.000.000 € RCS Chauxmont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



Veille gériatrique

VISION et Vieillesse

**Arach
MADJLESSI** 1, 2, 3
**Elodie LY KY
BESSION** 1
**Anne-Sophie
de KERGORLAY** 1

1. Service de Gériatrie
Aiguë - Clinique
Alleray-Labrouste-
Paris 15
2. Consultation
Gériatrie Centre
Luxembourg
103, Blvd Saint Michel
Paris 5
3. Président Société
Française de
Réflexion Sensori
Cognitive SOFRESC

Nous allons faire ici un petit rappel concernant la vision et le vieillissement. La « veille » gériatrique suit son cour d'une façon qui peut paraître anarchique au fil des numéros mais au gré de l'humeur et centres d'intérêts du moment de l'auteur (ou des auteurs). L'œil représente l'organe sensoriel de la vision. La vision est un élément majeur pour l'autonomie et la qualité de vie. Comme certains l'ont dit si joliment : l'œil est le miroir de l'âme. Il ne faut pas oublier que les yeux sont une extension du cerveau... L'œil nous confère la capacité de capter la lumière mais également de distinguer les formes et les couleurs, pour ensuite analyser et interagir avec notre environnement.

La déficience visuelle s'accroît avec le vieillissement ; car les pathologies sont plus fréquentes et leur retentissement est important avec l'avancée en âge : chutes, fractures du col, dépression, troubles cognitifs, perte d'autonomie et de qualité de vie, etc. Il est par conséquent essentiel de repérer tôt les problèmes visuels car les traitements ont également progressé et nous disposons de différentes possibilités thérapeutiques en fonction des pathologies et de leur gravité : chirurgie, médicaments injectables, collyres, réé-

ducation, aides optiques... L'objectif est ici juste de lister les principales pathologies et de rappeler l'importance de la vision dans la vie de tous les jours.

L'œil est un organe complexe qui se compose de deux segments, constitués eux-mêmes de diverses structures :

- Segment antérieur :
La cornée
Le cristallin
- Segment postérieur :
La rétine

Ces 3 structures oculaires possèdent un rôle majeur dans la vision.

- La cornée

La cornée est une lentille sphérique transparente dont la fonction consiste à capter et à focaliser les rayons lumineux sur la rétine (tout comme le cristallin). Véritable porte d'entrée des rayons lumineux, la cornée représente, par analogie, la « fenêtre de l'œil » ; elle filtre la lumière tout en protégeant l'œil.

- Le cristallin

Le cristallin est une lentille biologique biconvexe, transparente et élastique. Son élasticité lui confère

un pouvoir de convergence variable, qui par le jeu de l'accommodation, rend possible le passage de la vision de près, à la vision de loin, ainsi que la mise au point des images sur la rétine.

Pour remplir cette tâche, la forme du cristallin se modifie grâce à l'action de muscles spécifiques qui s'adaptent naturellement à l'objet observé. La perte d'élasticité du cristallin conduit à la presbytie. La perte de transparence du cristallin conduit à la cataracte.

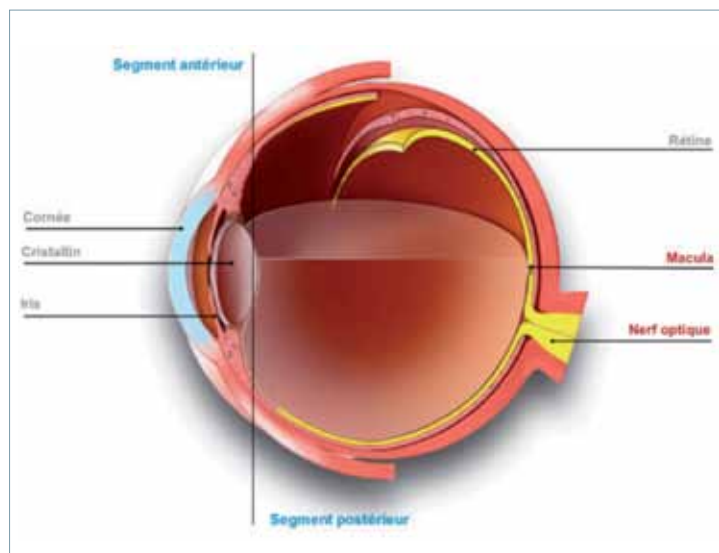
La cornée et le cristallin fonctionnent comme deux lentilles optiques, destinées à faire converger ou diverger la lumière, formant ainsi l'image dans le fond de l'œil : sur la rétine.

- La rétine

Organe neurosensoriel, la rétine centralise les cellules nerveuses photoréceptrices qui concourent à la transformation de l'onde lumineuse en impulsions électriques, pour traiter les images.

La rétine réceptionne l'image pour ensuite la transmettre au cerveau, par le biais du nerf optique. L'image sur la rétine est nette seulement dans une zone centrale appelée : la macula (la fameuse macula : tout le monde a une macula ! mais tout le monde n'a pas une Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age DMLA).

C'est au niveau de la macula que s'effectue la vision centrale. Celle-ci est nécessaire à la vision fine (lecture, écriture, perception des détails et des couleurs, etc.). La macula, située au centre de la rétine dans l'axe optique, représente le point essentiel de la vision. Bien que de petite taille, elle n'en demeure pas moins primordiale : si elle n'occupe que 3% de la surface de la rétine, elle transmet 90% de l'information visuelle. Dès que nos yeux se portent sur un objet, une personne ou un paysage, c'est sur la macula que se forme l'image de l'objet, de la personne ou du paysage regardés.





Les pathologies principales au niveau de l'œil avec le vieillissement, sont au nombre de quatre essentiellement :

1. Cataracte

C'est une affection de l'œil aboutissant à l'opacité partielle ou totale du cristallin. Cette opacification peut être congénitale, traumatique, toxique (UV, radiations ionisantes, etc.), diabétique ou liée à l'âge.

Les cataractes liées à l'âge sont les causes les plus fréquentes. Elles débutent vers 55 ans. On estime que plus d'une personne sur cinq est atteinte à partir de 65 ans, plus d'une personne sur trois à partir de 75 ans, et près des 2/3 à partir de 85 ans. Le traitement est le recours à la chirurgie, quand la gêne fonctionnelle est conséquente sur la vie de tous les jours. Elle consiste à enlever le cristallin devenu opaque, et à le remplacer par un implant. La technique de cette intervention a aujourd'hui bien évolué. Les résultats sont très satisfaisants et cette intervention peut être réalisée en ambulatoire sans hospitalisation. Il n'existe aucune limite d'âge à son utilisation. Ce qui doit prévaloir pour le traitement, c'est le retentissement fonctionnel dans la vie quotidienne. Il faut une réflexion pluridisciplinaire incluant l'ophtalmologiste, le médecin généraliste, le gériatre (s'il en existe un...) autour du patient et de sa famille.

2. Glaucome

Il s'agit d'une anomalie avec augmentation de la pression oculaire évoluant le plus souvent de façon insidieuse et indolore. Non traitée, elle entraîne une perte progressive du champ visuel après destruction lente du nerf optique pouvant aboutir à la perte totale de la vue. C'est une affection qui touche de préférence

les sujets de plus de 40 ans. Elle est très fréquente, et la fréquence augmente avec l'âge.

De nombreux médicaments sont contre indiqués (notamment certains psychotropes). Le traitement est le plus souvent médical et vise à normaliser la pression intra oculaire. Une prise en charge chirurgicale peut être nécessaire dans certains cas.

3. Rétinopathie diabétique

Altération progressive de la rétine aboutissant à la baisse de la vision. Le plus souvent mises en évidence par le médecin ophtalmologue lors de visites de routine, ou lors du suivi régulier du patient diabétique. Leur traitement est souvent lié à celui de la pathologie causale avec réadaptation du traitement du diabète, mais aussi des traitements locaux en fonction du stade de la rétinopathie.

4. Dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA)

Il s'agit d'une perte de la vision centrale par détérioration de la macula. Elle entraîne progressivement une perte de la lecture, de la reconnaissance des visages, etc.

C'est la première cause de cécité des personnes âgées de plus de 50 ans. En France, un million de personnes seraient concernées. Après 75 ans, une personne sur quatre est atteinte de la DMLA. Dans 20 % des cas les plus graves, la DMLA conduit à l'installation d'une basse vision importante.

4.1 Les principales formes de dmla

Il existe de très nombreuses formes de la maladie.

- Les Précurseurs (stade initial, ou Maculopathie Liée à l'Age)

Ils peuvent être observés à l'examen du fond d'œil avant l'apparition des signes de la maladie proprement dite,

souvent même avant les premiers symptômes. Les précurseurs les plus caractéristiques sont les « drusen » (accumulation de dépôts sur la rétine) et les anomalies de l'épithélium pigmentaire rétinien. Cette situation n'évolue pas obligatoirement vers une forme plus sévère.

- La forme «Atrophique» ou «Sèche»

Dans ce cas, une perturbation du métabolisme cellulaire entraîne progressivement une dégénérescence atrophique des cellules rétinienne. Les premiers signes peuvent être une gêne à la lecture ou à l'écriture, ou une baisse progressive de l'acuité visuelle. Cette forme évolue en général lentement, permettant aux patients atteints de conserver longtemps une vision relativement satisfaisante, malgré une gêne pour les activités nécessitant la reconnaissance des détails.

- La forme « Exsudative » ou « Néovasculaire » dite « Humide »

Cette forme se caractérise par le développement de vaisseaux dits « néovasculaires » dans la région maculaire. Ces vaisseaux anormaux sont fragiles et laissent diffuser du sérum, entraînant un décollement séreux, ou du sang, entraînant une hémorragie. L'évolution dépendra du type et de la localisation de ces vaisseaux anormaux, de la survenue éventuelle de soulèvements rétinien, d'hémorragies, et de la réponse aux traitements. Les premiers signes d'alerte - déformations des lignes droites, diminution brutale d'acuité visuelle ou des contrastes, tache sombre centrale - doivent entraîner une consultation rapide par un médecin ophtalmologiste. Il est en effet très important de détecter les premiers signes d'une dégénérescence maculaire exsudative, car les traitements sont d'autant plus efficaces que le diagnostic est posé tôt.



4.2 Les premiers symptômes qui doivent alerter !

- Une baisse d'acuité visuelle rapide.
- La vision déformée ou gondolée. On peut utiliser le test de la grille d'Amsler (cf ci-dessous) pour dépister ces symptômes.
- L'apparition d'une tache centrale : le scotome.

- La DMLA est un enjeu de santé publique
- Le risque de vieillissement oculaire apparaît à partir de l'âge de 50 ans et plus fréquemment à partir de 65 ans
- Dans les pays industrialisés, la dmla constitue la première cause de malvoyance et de cécité
- Un examen régulier chez l'ophtalmologiste est vivement recommandé à partir de 55 ans.

4.3. Les facteurs de risque de la DMLA : moyens de prévention

Ils sont classés en deux catégories :

- les facteurs constitutionnels
- les facteurs environnementaux

Parmi les facteurs constitutionnels

- l'âge est le principal facteur de risque. Le risque augmente de manière exponentielle à partir de 50 ans. Bien entendu, c'est un facteur sur lequel nous n'avons aucune action possible (à priori !)
- les antécédents familiaux de DMLA
- les facteurs génétiques.

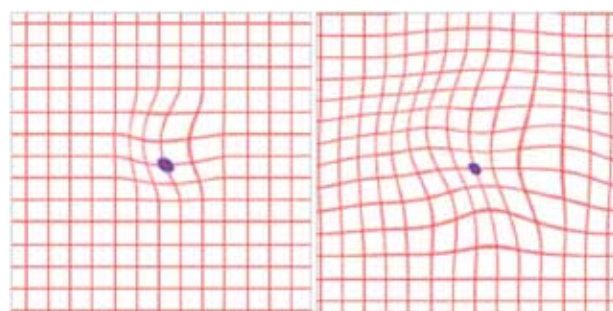
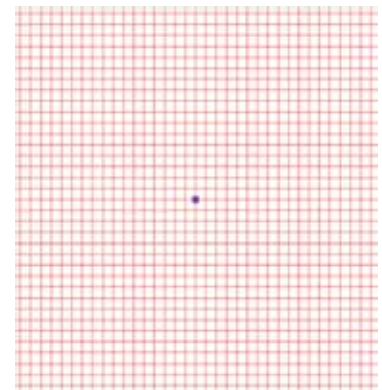
Parmi les facteurs environnementaux

- Les affections cardiovasculaires ; de même que l'obésité .
- le tabagisme est très souvent impliqué. Après l'âge et les facteurs familiaux, le tabac constitue le 3^{ème} grand facteur de risque aggravant du vieillissement avancé de l'œil. Le risque est augmenté jusqu'à 4 à 6 fois selon la consommation tabagique, avec une persistance du risque jusqu'à 20 ans après l'arrêt du tabac.
- Vient ensuite l'exposition solaire, qui agit comme un véritable accélérateur. Il faut savoir que l'œil est, après la peau, l'organe le plus sensible à une exposition prolongée au soleil. une exposition de 5h/j au soleil multiplie par 2 le risque de vieillissement oculaire.
- Et enfin, les facteurs nutritionnels (alimentation déséquilibrée, carence en nutriments, en vitamines et en minéraux,

Testez-vous

Une DMLA commence habituellement par une déformation des images (métamorphopsies). Il faut donc tester chacun de ses yeux, en fixant le point bleu central ci-dessous. On ne doit pas voir la grille environnante déformée, ce qui nécessiterait une consultation chez un ophtalmologiste.

Les patients présentant des anomalies maculaires (DMLA, œdème maculaire cystoïde, pathologies diverses) voient ce type d'images :



Début DMLA

DMLA évoluée

en oméga 3) seraient également fortement impliqués. La densité du pigment maculaire déclinant avec l'âge, des données épidémiologiques soutiennent l'effet protecteur de la lutéine et de la zéaxanthine contre le vieillissement oculaire. L'unique source de ces pigments naturels étant alimentaire, une supplémentation quotidienne peut être utile.

En ophtalmologie, des études scientifiques ont ainsi permis de montrer l'importance des facteurs nutritionnels dans le déclin visuel et le rôle joué par l'alimentation dans la santé oculaire. Le rôle de certains micronutriments pour freiner le vieillissement oculaire a été mis en évidence, et en particulier :

- les oméga 3,
- les vitamines A, C et E,
- les minéraux, et plus particulièrement le zinc,
- la lutéine et la zéaxanthine.

4.4 Traitements DMLA

Pour la Dmla, plusieurs traitements sont disponibles mais ils sont actifs surtout sur la DMLA exsudative : laser, photothérapie dynamique, et depuis 2007 les injections vitréennes d'anticorps anti-VEGF.

Les traitements préventifs, nutritionnels et la rééducation basse vision, les aides

optiques sont valables pour tous les types de Dmla. Il faut savoir analyser chaque pathologie et en fonction du retentissement proposé à chacun une prise en charge permettant de conserver autonomie et qualité de vie la meilleure possible pour le patient.

Pour finir, cette revue rapide des pathologies visuelles avec le vieillissement, il faut rappeler qu'il y a lieu de consulter un Ophtholmologiste dans les situations suivantes (liste non exhaustive) :

- En cas de baisse de votre acuité visuelle, même unilatérale
- En cas d'antécédent oculaire familial
- En cas de maladie générale, hypertension artérielle, diabète, etc.
- En cas d'accident oculaire, projection, corps étranger, œil rouge, traumatisme, etc.
- En cas d'anomalie de votre champ visuel
- Sur avis de votre médecin traitant ou de votre médecin du travail
- Après 40 ans pour un suivi régulier, avec notamment mesure de la tension oculaire et examen du fond d'œil.

Références

1. Arach Madjlessi « Bien Vieillir pour les nuls » Editions First 2012 - Paris.



Les dix conseils pour mieux préserver votre vue ¹

1. Les huiles de colza et de noix tu préféreras

2. Les légumes et les fruits colorés verts, jaunes, rouges, tu aimeras

Quantités VITAMINE C contenus dans les fruits

Agrumes - Kiwis - Fraises - Cassis - Goyave - Poivrons - Persil mg/100g

Agrumes 40 à 50

Kiwis 80

Fraises 60

Poivrons 100

3. Le foie, les légumes secs, le pain complet, les crustacés, les œufs tu ne craindras pas

Teneur en ZINC Foie - Légumes secs- Pain complet - Fromage - Crustacés - Huîtres - Coquillages - Jaune d'œuf mg/100g

Foie 4

Légumes secs 2 à 5

Pain complet 5

4. Les épinards, les choux (verts frisés), le cresson, la laitue, le pourpier, l'oseille tu adopteras

LUTÉINE - ZÉAXANTHINE

Chou frisé - Épinards - Cresson - Haricots verts - Laitue - Brocolis - Courgette mg/100g

Chou frisé cru 39

Chou frisé cuit 16

Épinards 7 à 11

5. Le poisson au moins deux fois par semaine tu mangeras

ACIDES GRAS OMEGA 3

Poisson gras (sardine, anchois, maquereau, saumon, thon rouge, hareng) - Poisson mi-gras - Poisson maigre - Crustacés - Mollusques mg/100g

Poisson gras 1 à 1,5

Poisson mi-gras 0,3 à 0,6

Poisson maigre 0,125 à 0,2

6. Le tabac tu éviteras pour plein de raisons mais aussi pour éviter la DMLA !

7. Contre les U.V. ta vue tu protégeras (et ta peau aussi par la même occasion...)

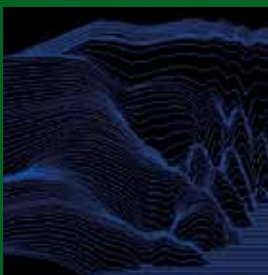
Portez des lunettes qui disposent d'un filtre contre les U.V. Pour un dépistage précoce ton ophtalmologiste tu consulteras

8. La prévention est importante, en particulier si un ou plusieurs membres de votre famille présentent un vieillissement oculaire prématuré.

9. Si nécessaire tu supplémenteras

Une alimentation variée et équilibrée est indispensable mais pas toujours suffisante. Dans certains cas votre ophtalmologiste vous conseillera de la compléter par une supplémentation à visée oculaire.

10. Les recommandations de ton ophtalmologiste tu respecteras (c'est vrai, mais c'était surtout pour arriver à dix commandements car les neuf commandements ça le fait moins !).



Nouvelles mesures objectives : vers un état des lieux cochléaires plus précis.

**Sirley
CARVALHO¹,
Fabrice
GIRAUDET²**

**1. Laboratoire d'Audio-
phonologie, Faculté
de Médecine, Uni-
versité Fédérale de
Minas Gerais, Brésil.**

**2. Laboratoire de Bio-
physique Neurosen-
sorielle, UMR INSERM
1107, Faculté de
Médecine, Université
d'Auvergne, Cler-
mont Ferrand**

Introduction

L'évaluation objective de l'audition, avec la détermination la plus précise des seuils audiométriques, est une « quête du Graal » ! Dans le domaine pédiatrique, ceci est un réel défi tant du point de vue exploratoire-diagnostic que réhabilitation prothétique. Pour s'approcher de ceci, l'audiologiste, dispose de nombreuses techniques électrophysiologiques et acoustiques (cf. articles OAE, ASSR, PEAp dans les cahiers de l'audition). Cependant, les techniques proposées doivent répondre à un cahier des charges précis : non invasives, rapides, reproductibles et surtout avec une discrimination aisée par rapport aux réponses « artéfactées ». L'objectif de cet article est de présenter une nouvelle approche de mesure et d'analyse des produits de distorsion acoustique avec de hautes intensités permettant d'explorer des surdités moyennes et sévères.

Les otoémis- sions acoustiques

Il existe différentes classes d'otoémis-sions acoustiques (cf article dans les Cahiers de l'audition, n°3-2014). Les produits de distorsion acoustique sont des membres de ces explorations acoustiques objectives. Pour cela, deux sons purs (appelés primaires, f_1 et f_2) sont appliqués dans le conduit auditif externe à l'aide d'une sonde contenant également un microphone. Ce microphone va recueillir un retour acoustique qui est originaire d'un mécanisme physiologique, produit au niveau de la touffe stéréociliaire des cellules ciliées externes. Une cochlée physiologiquement intègre produit donc un troisième son, le produit de distorsion, qui a pour valeur de fréquence $2f_1-f_2$. En réalité une cochlée saine « émet » tout un cortège de produits de distorsion, dont le plus ample est « le » $2f_1-f_2$ (également appelé produit de distor-

sion cubique). Cette réponse acoustique provient d'une région proche des régions excitées par les deux fréquences primaires. Cette mesure permet donc d'avoir une information sur une région précise de la partition cochléaire.

Les paramètres de stimulation différent selon les services et les laboratoires. Dans notre expérience nous privilégions pour les fréquences primaires un rapport de $f_2/f_1=1.20$ et un niveau d'intensité équivalent soit $L_1=L_2$. En modifiant la valeur des fréquences, il est ainsi possible d'explorer de proche en proche la partition cochléaire. Le graphe reprenant les valeurs des produits de distorsion (PDA- produits de distorsion acoustiques) ainsi mesurées est alors dénommé PDAGramme (DPgram en anglais), par analogie avec l'audiogramme. Classiquement, en routine exploratoire clinique, 4 fréquences (1, 2, 3 et 4kHz) sont évaluées avec une intensité de 65dB SPL de présentation des fréquences primaires. Les informations essentielles lors de la lecture d'un PDAGramme sont : le niveau de bruit, l'amplitude des produits de distorsion et le rapport signal/bruit. Habituellement, un rapport signal/bruit supérieur ou égal à 6 est la signature d'un retour acoustique « physiologique ».

Selon les possibilités des appareils de mesure, il est envisageable d'explorer les cellules ciliées externes et leur « vitalité » en appliquant des stimulations acoustiques d'intensité plus élevées. En effet, il est possible d'avancer qu'en délivrant plus d'énergie à des cellules moins actives, ces cellules alors plus sollicitées pourront émettre cette distorsion. Cependant, avec des intensités plus élevées, certaines machines présentent des produits de distorsion électroniques (qualité ou défaillance des composants électroniques-écouteurs ou microphone). En utilisant une oreille artificielle ou une cavité inerte (comme le corps

d'une seringue, avec un volume de 2cc), il est ainsi possible d'observer s'il y a ou non production d'artéfacts acoustiques.

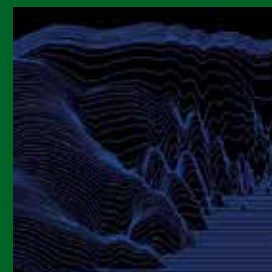
Toutefois, cette mesure ou détermination de la présence ou de la production d'artéfacts de distorsion n'est qu'une approximation. En effet, les variations anatomiques interindividuelles du conduit auditif externe et le positionnement de la sonde (plus ou moins profondément dans le conduit) peuvent conduire à des écarts significatifs vis-à-vis de cette mesure « standardisée » avec oreille artificielle. Il est donc préférable de disposer d'un moyen direct, « in situ », d'évaluation de la production ou non d'artéfacts électroniques avec le matériel directement en place.

Nous avons mis en place un protocole d'évaluation de la réalité physiologique des produits de distorsion acoustique lors d'utilisation de fréquences primaires avec de fortes intensités (autrement dit, nous examinons si les réponses acoustiques sont des artéfacts ou non, donc de véritables retours acoustiques physiologiques).

Il existe un autre paramètre important dans l'examen des réponses des produits de distorsion : la phase (exprimée en degré). Ce paramètre correspond au délai entre le « top » de l'émission des fréquences primaires et le temps d'arrivée du retour acoustique au niveau du microphone. Ainsi ce « temps de vol », « temps de propagation » des produits de distorsion sera dépendant de la région cochléaire excitée et répondante. Du point de vue mathématique et trigonométrique, ce temps est exprimé par la mesure de la phase.

Lors d'un enregistrement des produits de distorsion avec cinq acquisitions différentes, si la fréquence primaire f_2 est fixe et si la fréquence primaire f_1 est émise avec un décalage de quelques hertz entre chaque mesure, des régions cochléaires très proches seront alors excitées.

MESURES OBJECTIVES EN AUDIOLOGIE <



Ce décalage positionnel conduira à un décalage temporel visualisable par un déphasage progressif. Ce protocole est connu sous le terme de « gradient de phase » (cf **figure 1**). Si les réponses acoustiques sont des réponses artéfactées, il n'y aura pas d'évolution de la phase au cours des différentes acquisitions (les tracés seront plats !). Si les réponses acoustiques présentent des variations de phase, ceci est directement lié à l'excitation de régions cochléaires possédant encore la faculté de distordre et donc d'émettre des otoémissions acoustiques. Ainsi, dans un contexte de surdités moyennes ou sévères, il est donc possible d'examiner si de fortes intensités de stimulations peuvent ou non révéler des distorsions acoustiques cochléaires subsistantes.

Application et interprétation du protocole « gradient de phase »

Lors de l'absence des réponses au PDAGramme standard, une analyse plus fine de l'état de la cochlée peut-être mise en place en augmentant le niveau de stimulation. Le protocole « gradient de phase », développé pour prendre ces mesures de façon fiable, permet à l'utilisateur de choisir les paramètres : l'intensité initiale, la fréquence (entre 1 et 4kHz) et le nombre d'acquisition. Une fois le test initié, le logiciel augmente automatiquement l'intensité de stimulation des fréquences primaires f1 et f2 par pas de 3 dB, jusqu'au niveau où il détecte une réponse à la valeur de fréquence 2f1-f2 (remarque : l'intensité maximale des primaires ne dépasse pas 80 dB SPL). Pendant l'acquisition des réponses, le logiciel calcule et affiche au fur et à mesure à l'écran la valeur des phases. L'utilisateur peut à tout moment arrêter les mesures. Pour des raisons statistiques et de reproductibilité, il est néanmoins conseillé de réaliser

un minimum de cinq acquisitions. Si au cours des mesures le logiciel détecte un artefact, un message apparaîtra sur l'écran de l'appareil et à ce moment l'utilisateur décide de continuer ou non les mesures. La configuration du graphique, par rapport au gradient de phase, représente le type de réponse : présence de PDA physiologiques (tracés en pente) ou présence d'artefacts (tracés plats) (cf figure 1). Ce test dure environ 7 minutes pour chaque oreille.

Nous allons ensuite décrire deux profils de patients ayant des surdités neurosensorielles pour illustrer les différents types de réponses (PDA physiologiques et PDA artéfactées) lors de l'utilisation du protocole proposé dans cet article.

Dans un premier temps, une exploration fonctionnelle approfondie de l'audition des patients a été réalisée, comprenant une audiométrie tonale

et vocale, une tympanométrie et un PDAGramme (L1=L2 = 60 dB). Ensuite, pour compléter le bilan, le protocole avec des mesures de PDA à forts niveaux de stimulations en utilisant le test « gradient de phase » a été réalisé (fréquences proches des fréquences absentes au PDAGramme initial).

1^{er} Cas : Présence des PDA physiologiques à forts niveaux de stimulations

Un jeune étudiant FD, âgé de 19 ans, présente une surdité neurosensorielle légère bilatérale, d'origine inconnue, diagnostiquée à l'âge de 7 ans. A l'époque il a été appareillé. Depuis que le diagnostic a été établi, ses seuils se maintiennent stables, mais le patient se plaint d'être gêné pour suivre des conversations dans son entourage.

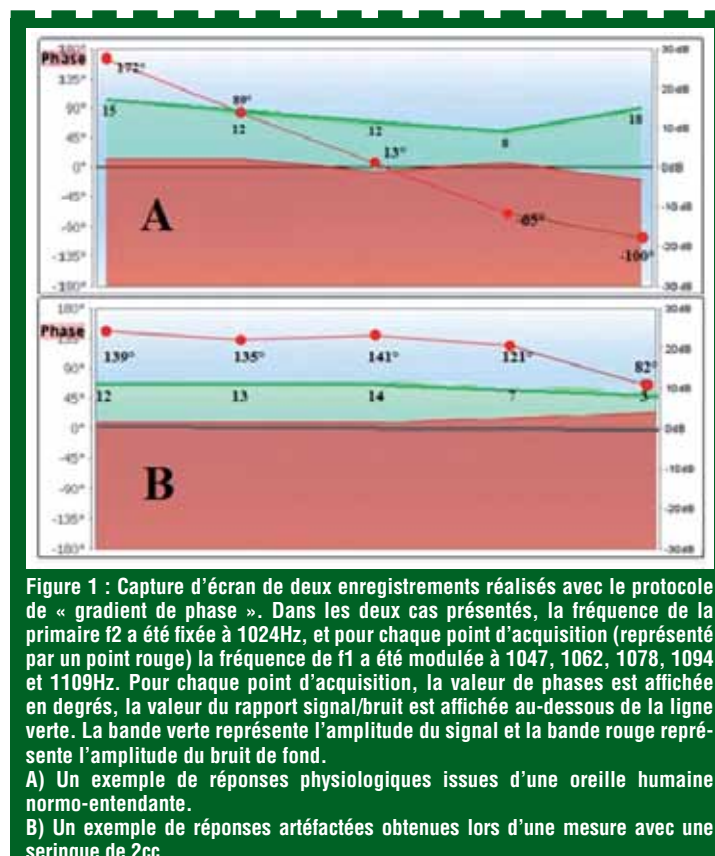


Figure 1 : Capture d'écran de deux enregistrements réalisés avec le protocole de « gradient de phase ». Dans les deux cas présentés, la fréquence de la primaire f2 a été fixée à 1024Hz, et pour chaque point d'acquisition (représenté par un point rouge) la fréquence de f1 a été modulée à 1047, 1062, 1078, 1094 et 1109Hz. Pour chaque point d'acquisition, la valeur de phases est affichée en degrés, la valeur du rapport signal/bruit est affichée au-dessous de la ligne verte. La bande verte représente l'amplitude du signal et la bande rouge représente l'amplitude du bruit de fond.
A) Un exemple de réponses physiologiques issues d'une oreille humaine normo-entendante.
B) Un exemple de réponses artéfactées obtenues lors d'une mesure avec une seringue de 2cc.

➤ MESURES OBJECTIVES EN AUDIOLOGIE

L'audiogramme montre une courbe en « U » avec une atteinte plus importante à la fréquence de 2 kHz (**figure 2**). Malgré la plainte principale « difficulté de compréhension de la parole » les courbes d'intelligibilité sont normales.

Les résultats du PDAGramme de ce patient sont compatibles avec les seuils de l'audiométrie, car les fréquences de 1, 2 et 3 kHz sont absentes et à partir de 4 kHz, nous pouvons les retrouver bilatéralement (**figure 3**). Ces résultats corroborent aux seuils audiométriques, c'est-à-dire au protocole standard (60dB SPL) les réponses sont absentes pour les fréquences où les seuils dépassent 40 dB HL.

Les résultats des PDA à forts niveaux, avec le protocole « gradient de phase » (**figure 4**), montrent que les réponses retrouvées proviennent sûrement des cellules ciliées externes proches du site codant pour f2 (1.3, 2 et 3 kHz). Cela indique que malgré la défaillance, ces cellules résiduelles sont préservées et en les

stimulant plus fort, nous les « forçons » à distordre !

Dans le cadre de la réhabilitation, il pourrait être proposé une amplification plus

puissante des aides auditives dans l'attente de trouver une piste pour aider ce patient à acquérir une meilleure qualité de compréhension de la parole.

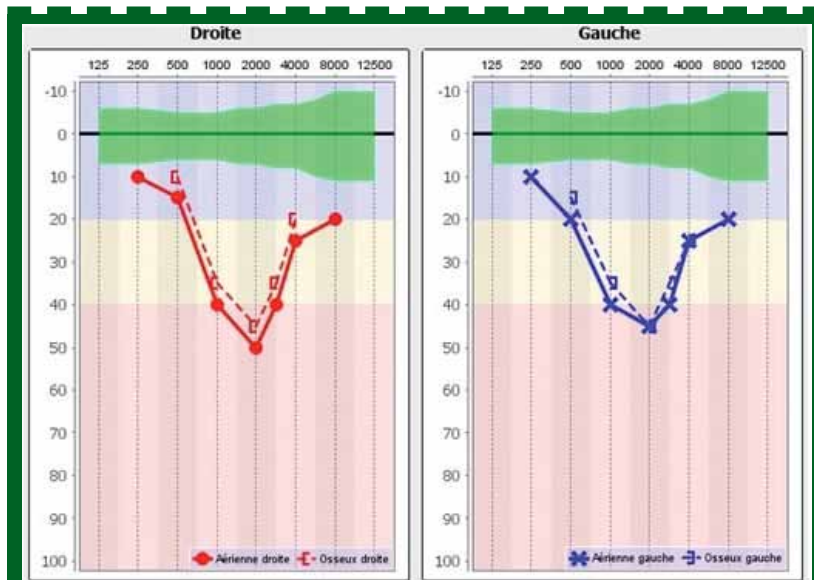


Figure 2 : audiogramme tonal du patient « FD »

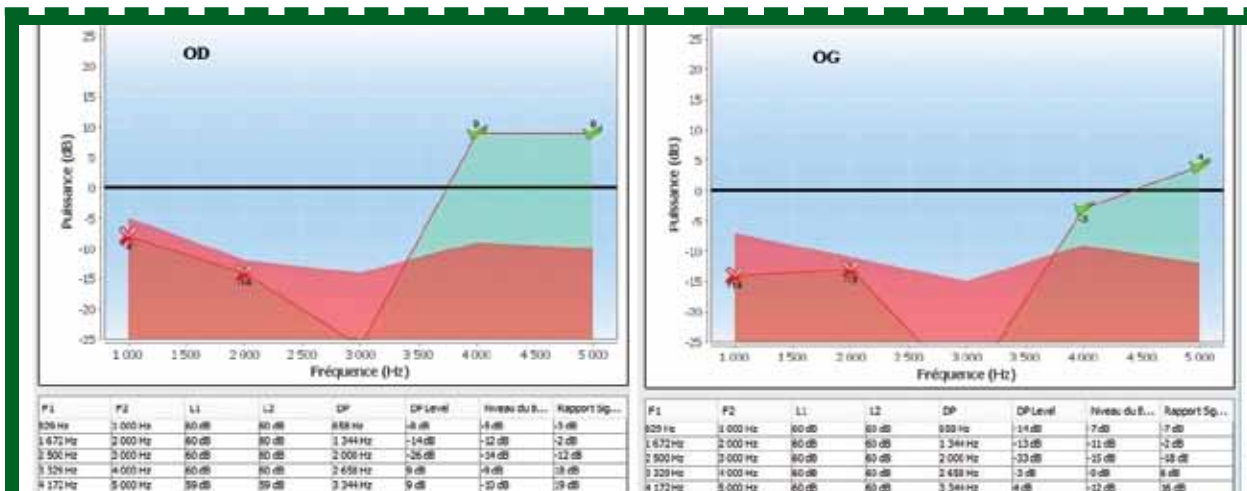


Figure 3 : PDAGramme du patient « FD »

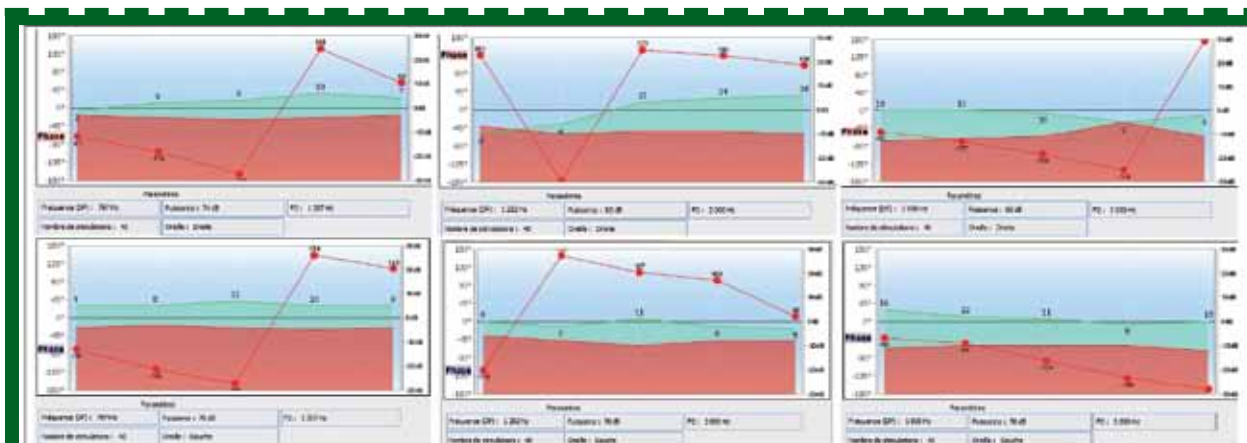


Figure 4 : résultats du test du « gradient de phase » du patient « FD »



2^{ème} Cas :

Absence des PDA physiologiques à forts niveaux de stimulations et confirmation de la présence des réponses artefactées.

Le patient PG est un homme âgé de 74 ans, retraité, ayant une perte auditive neurosensorielle moyenne, premier degré à droite et deuxième degré à gauche. Cette perte auditive a été diagnostiquée il y a 5 ans, depuis, ce monsieur porte des aides auditives, lesquelles il est très bien adapté. L'évolution quasi nulle de la surdité, depuis le diagnostic, ne justifie pas sa plainte majeure : difficulté progressive de compréhension dans les environnements

bruyants, raison pour laquelle il a décidé de s'adresser au Service ORL.

L'audiogramme montre des courbes descendantes (figure 5) caractérisant aussi la composante de la prebyacousie (bande verte des données normatives, selon norme AFNOR). Les résultats de la vocale sont compatibles avec les seuils retrouvés et les PDAgrammes sont absents pour toutes fréquences testées (figure 6).

Lors du test du «gradient de phase» (figure 7) aucune réponses physiologiques n'ont été observée, et ceci de façon bilatérale. Aux fréquences 1.3 et 2kHz aucune réponse a été retrouvée, mais par contre, des artefacts ont été enregistrés aux fréquences de 3 et 4kHz. Si le test du «gradient de phase» n'avait pas été appliqué,

ces réponses auraient pu être confondues avec des distorsions produites par la cochlée ! Dans ce cas, les cellules ciliées externes qui codent pour les fréquences testées sont non fonctionnelles et l'augmentation de l'intensité de la stimulation, pour essayer de les « réveiller », n'a pas d'effet.

Conclusion

La détermination des seuils audiométriques la plus réaliste par des approches objectives est un défi quotidien tant sur le plan diagnostic que prothétique, et surtout marqué en pédiatrie. Les otoémissions acoustiques peuvent répondre en partie à cette question, en explorant la fonc-

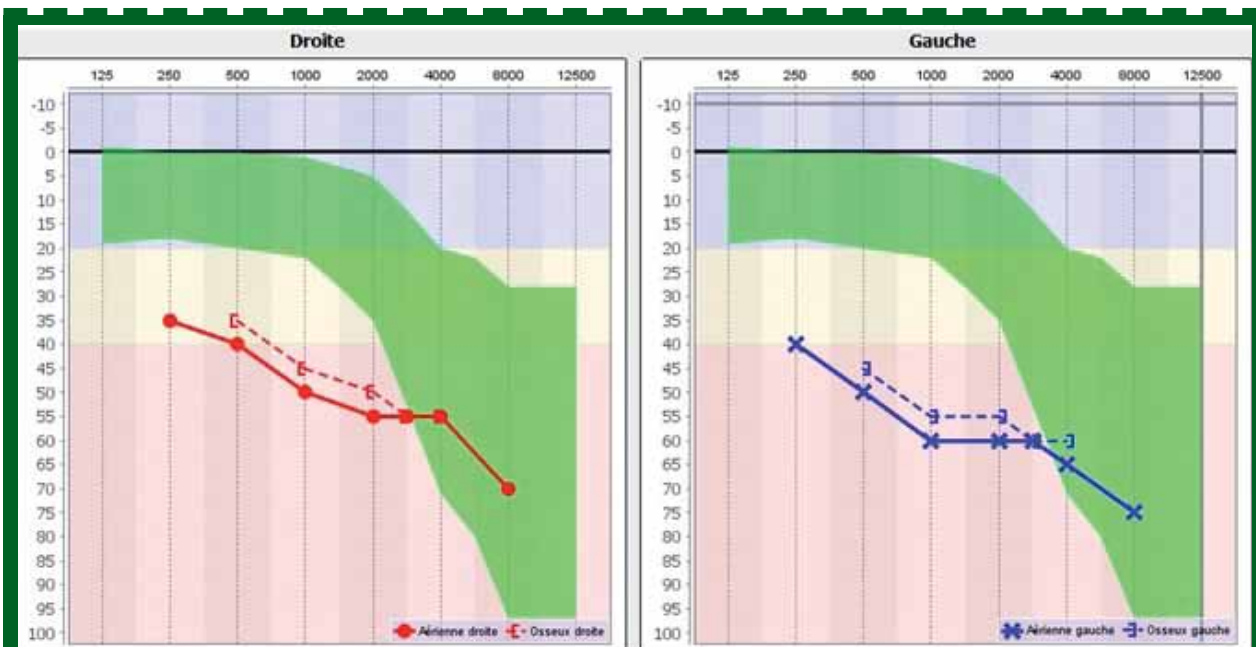


Figure 5 : audiogramme tonal du patient « PG »

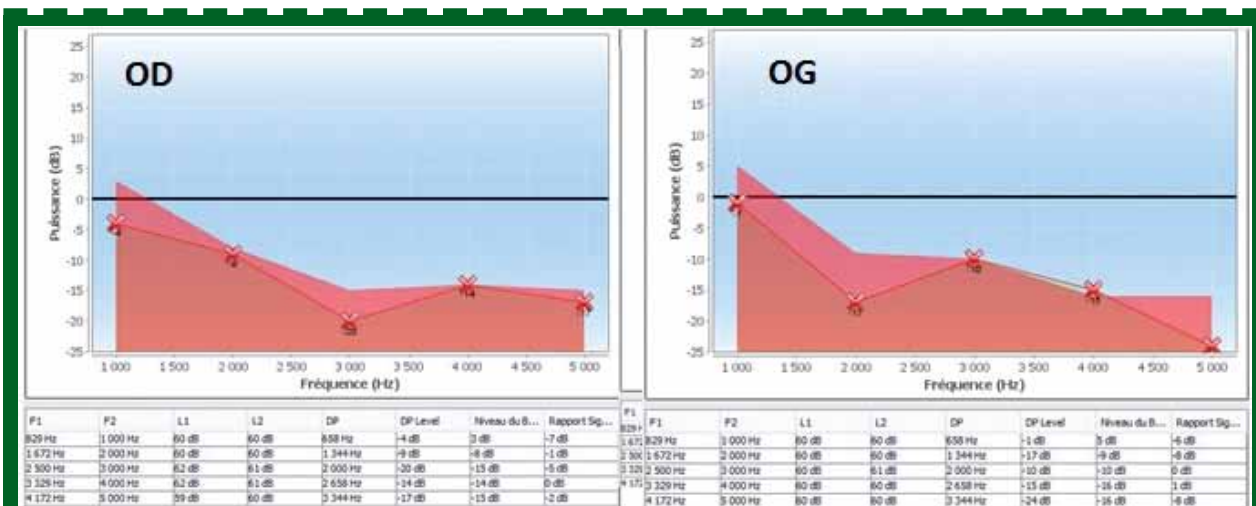
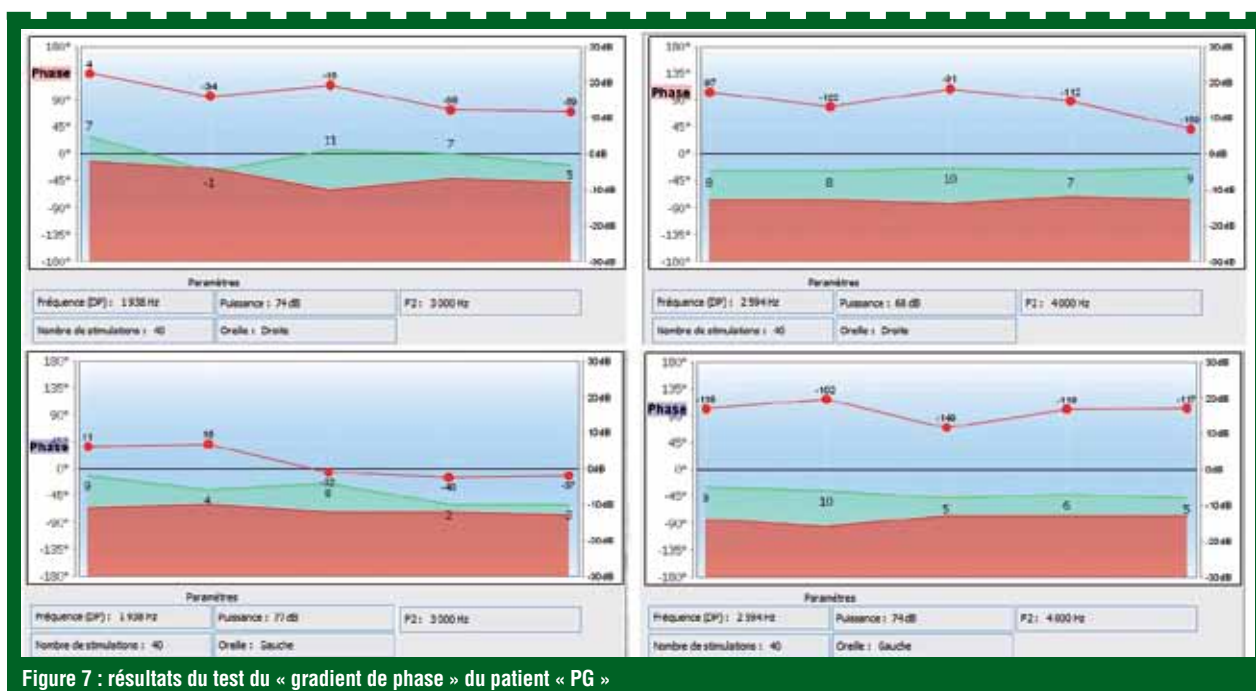


Figure 6 : PDAgramme du patient « PG »



tionnalité des cellules ciliées externes. Cependant, les otoémissions acoustiques sont sans doute considérées à tort comme l'outil de dépistage ! Or leur place dans un bilan audiolinguistique complet est indiscutable. Néanmoins, les protocoles classiquement utilisés en routine clinique ne permettent pas d'explorer de façon exhaustive la fonctionnalité des cellules ciliées externes par l'utilisation d'intensités de stimulation peu efficaces. Afin de révéler un reliquat de distorsion des cellules ciliées externes, nous avons choisi d'appliquer des fréquences primaires avec de hautes intensités de stimulation. Toutefois, afin d'écarter toutes réponses artéfactées, nous avons développé un protocole d'étude du « gradient de phase ». Ce nouveau protocole permet ainsi d'explorer la fonction cochléaire avec de fortes intensités de stimulation dans le cadre de surdité moyenne à sévère et de s'assurer de la réalité des mesures enregistrées. Nous disposons donc actuellement d'un nouvel outil qui sera sans doute prochainement incontournable dans le bilan audiolinguistique de routine. Des informations concernant la fonctionnalité, la vitalité des cellules ciliées externes permettront d'approfondir les connaissances sur la fonction auditive du patient, d'approcher ses seuils auditifs, pour ainsi raffiner le diagnostic et la prise en charge prothétique.

Commentaires

Les données présentées dans cet article sont extraites d'une étude clinique actuellement en cours au sein de notre équipe de recherche en partenariat avec le Service ORL du CHU de Clermont Ferrand. Un accord favorable a été obtenu auprès du Comité de Protection de la Personne (CPP) Sud-Est VI et de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament (ANSM).

Mme Sirley CARVALHO est soutenue financièrement par CAPES, procès n° 10630-13-9, pour son séjour au sein du Laboratoire de Biophysique Neurosensorielle.

Les appareils de recueil des otoémissions acoustiques sont gracieusement mis à disposition, ainsi que le développement des logiciels d'acquisitions et d'analyse, par la Société Echodia.

Bibliographie

- GIRAUDET F, SOUCHAL M, DELTENRE P - une audiométrie objective complète: les potentiels stationnaires ou ASSR - Les Cahiers de l'audition n°3 - 2014
- GIRAUDET F - Une exploration objective de la fonction cochléaire : les otoémissions acoustiques - Les Cahiers de l'audition n°4 - 2014
- GIRAUDET F - Electrophysiologie audiolinguistique : les potentiels évoqués auditifs pré-

coces - Les Cahiers de l'audition n°5 - 2014

Brown AM, Kemp DT. Suppressibility of the 2f1-f2 stimulated acoustic emissions in gerbil and man. *Hear Res.* 1984 Jan;13(1):29-37.

Kemp, D.T. (1978). "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system," *J.Acoust.Soc.Am.* 64, 1386-1391.

Kemp, D. T., (1980). "Towards a model for the origin of cochlear echoes." *Hear. Res.* 2, 533-548.

Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK. (1991). A review of otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am.* 1991 May;89(5):2027-67.

INVISIBLE, MAIS TOUT AUSSI EFFICACE

La nouvelle aide auditive CIC-MICRO de WIDEX



” J’ENTENDS
BIEN QUE L’ON
NE REMARQUE
QUE MOI.



www.widexpro.fr

Novembre 2014. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie.
Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation.
MW201411-01

WIDEX DREAM™

POUR UNE AUDITION DE RÊVE



Veille Technique

Les innovations des industriels

■ Cochlear

Cochlear propose un nouvel accessoire pour la baignade, destiné aux contours d'oreille Nucleus® 5 et 6

L'Aqua+ est un étui en silicone assorti d'une antenne spécifique. Le processeur Nucleus® 5 (CP810) ou Nucleus® 6 (CP910 et CP920) est glissé dans cette gaine souple et l'antenne reconnaissable à son intérieur bleu, y est connectée.

Les processeurs Nucleus 5 et 6 Nucleus bénéficient déjà d'une importante résistance à l'eau (avec batterie rechargeable) grâce à son revêtement spécifique. Avec l'Aqua+, l'étanchéité est encore plus élevée (IP68). L'eau chlorée, l'eau de lac ou de rivière, l'eau salée ou encore savonneuse sont autant de milieux aquatiques dans lesquels il est possible pour l'utilisateur d'évoluer sans se soucier de son processeur.

L'Aqua+ est disponible dès maintenant sous forme de kit contenant 2 étuis souples et une antenne spécifique Aqua, ce qui représente environ 100 baignades. Il doit être maintenu grâce au cordon de sécurité, à un bonnet de bain ou à l'élastique des lunettes. Il peut être commandé par les porteurs déjà utilisateurs d'un CP810, CP910 ou CP920.

Information & Vidéo disponibles sur le site www.cochlear.fr

Contact : scapelle@cochlear.com

Performances réalisées avec le système Nucleus® 6 SmartSound® iQ et le classificateur d'environnements pour implant cochléaire (SCAN)

Introduction

La plupart des environnements d'écoute comportent un certain niveau de bruit de fond provenant de sources diverses et présentant

une palette de caractéristiques spectrales. Les modulations d'amplitudes du bruit stationnaires ou diffus (comme celui qui est émis par la circulation routière ou par les systèmes de ventilation) sont plutôt faibles et généralement, elles se situent hors du spectre de la parole (Plomp, 1983 ; Rosen, 1992). Par contre, le bruit de la parole concurrente possède souvent des propriétés acoustiques très semblables à celles de la parole cible. La situation d'écoute est donc plus problématique (Festen et Plomp, 1990). Le bruit de fond peut aussi provenir de sources environnementales telles que le vent. Dans ce cas, le spectre de fréquences basses est dense et particulièrement déroutant pour les personnes utilisant des appareils auditifs.

Il existe de nombreux types de bruits et les combinaisons entre ceux-ci peuvent être propres à chacun des environnements d'écoute des porteurs d'implant cochléaire (IC). C'est pourquoi aucune technologie de traitement des signaux d'entrée ou de codage du son ne parvient à elle seule à offrir un confort optimal et à améliorer les performances d'écoute. Il convient d'adopter une approche multi-facette incluant une série de technologies spécifiquement conçues pour cibler différentes situations de bruit.

Les technologies SmartSound et SmartSound 2 pour Nucleus

Depuis toujours, Cochlear™ est pleinement engagé dans la recherche de solutions permettant de surmonter les difficultés liées à l'écoute dans le bruit. L'aboutissement de ces efforts a été l'introduction de la technologie Nucleus® SmartSound® en 2005. SmartSound englobe des technologies diverses de traitement du signal d'entrée : ASC (contrôle automatique de la sensibilité), ADRO® (optimisation de la plage dynamique adapta-

tive de chaque canal), ainsi qu'une gamme de directionnalités des microphones (Patrick et al., 2006). ASC est un algorithme à réponse lente. Il est conçu pour réduire automatiquement le niveau de bruit dans un environnement bruyant (Seligman et Whitford, 1995 ; Patrick et al., 2006). ADRO est une technologie de prétraitement qui ajuste constamment les gains de chaque canal pour placer le signal de façon optimale au sein de la plage dynamique électrique (Blamey, 2005).

L'utilisation de microphones directionnels s'est révélée très efficace pour réduire les interférences du bruit chez les porteurs de prothèses auditives (Killion, 2004 ; Bentler, 2005). Ces microphones ont été intégrés pour la première fois aux processeurs Nucleus au cours des années quatre-vingt (Blamey et al., 1987). La technologie SmartSound incluant Beam®, le premier algorithme de directionnalité adaptative utilisant deux microphones, offre d'importants bénéfices en terme d'intelligibilité de la parole en présence de bruits générés par de multiples locuteurs (« bruits de cocktail ») (Spriet et al., 2007 ; Chung et Zeng, 2009 ; Hersbach et al., 2012 ; Wolfe et al., 2012).

Le lancement de SmartSound 2, en 2009, marqua un progrès supplémentaire dans la gestion du bruit grâce au processeur de son Nucleus 5 CP810 et à l'Assistant sans fil CR110.

La flexibilité de SmartSound 2 offre la possibilité d'associer différentes options de traitement du signal d'entrée pour des programmes personnalisés « Quotidien », « Bruit », « Focalisé » et « Musique ». Grâce aux deux microphones omnidirectionnels calibrés, plusieurs types de directionnalité sont proposés, notamment le traitement zoom, qui offre une « superdirectionnalité » fixe, idéal pour atténuer les sources constantes de bruits compétitifs. Des études ont démontré les bénéfices offerts par les microphones



dotés de plusieurs schémas directionnels qui peuvent être utilisés dans toute une panoplie d'environnements d'écoute (Preves et al., 1999 ; Powers & Hamacher, 2002 ; Wolfe et al., 2012).

SmartSound iQ avec SCAN

Le nouveau processeur de son Nucleus 6 (série CP900) est équipé d'une technologie SmartSound de dernière génération : le SmartSound iQ (SSiQ), doté du premier détecteur d'environnements automatique SCAN (classifier).

SmartSound iQ propose plusieurs nouvelles options qui améliorent la performance auditive et de confort d'écoute dans le bruit, notamment un algorithme avancé de réduction du bruit de fond (SNR-NR) et un algorithme de détection et de réduction du bruit du vent (WNR). Le réducteur de bruit (SNR-NR) a été spécialement conçu pour un processeur de son IC pour atténuer les bruits de fond constants, quelle qu'en soit leur direction. Cette technologie détecte le niveau de bruit de fond dans chaque canal fréquentiel, estime le rapport signal-bruit (S/B) pour chaque canal et pour chaque échantillon temporel. Elle atténue les canaux dont le rapport S/B est bas, car ils indiquent la présence d'un bruit de fond. Le réducteur de bruit SNR-NR agit instantanément et fait baisser les niveaux de bruits de fond tout en conservant les signaux de la parole et les autres signaux importants (Hersbach et al., 2012 ; Mauger et al., 2012).

Les porteurs de prothèses auditives et d'implants cochléaires se plaignent souvent de la gêne occasionnée par le bruit du vent. Les microphones directionnels accentuent cet inconvénient à cause des nombreuses fréquences basses présentes dans ce type de bruit (Chung et al., 2009 ; Chung & McKibben, 2011), en créant des distorsions dans la directionnalité du

microphone (Chung, 2012). Grâce à SmartSound iQ, lorsque le bruit de vent est décelé, la directionnalité est optimisée pour une utilisation en présence de vent. La compression à canaux multiples est alors activée pour réduire les basses fréquences du bruit de vent tout en conservant les autres sons. Une étude pilote d'évaluation du réducteur de bruit du vent dans les processeurs de son des implants cochléaires Nucleus indiquait une meilleure intelligibilité de la parole et qualité d'écoute (Goorevich et al., 2012b).

Jusqu'à présent, les technologies SmartSound étaient prescrites aux patients par le biais de différents programmes d'écoute. Elles étaient activées manuellement au moyen d'un assistant sans fil ou en appuyant sur les boutons du processeur. Sous cette forme, il se peut que certains porteurs d'implants cochléaires ne parviennent pas à obtenir à tout moment le meilleur de leur performance auditive. Différents facteurs sont en cause : des difficultés de dextérité, la nécessité de changer de programme manuellement, l'incertitude quant au moment opportun pour changer de programme et le fait qu'un programme inadéquat puisse être choisi dans certains environnements d'écoute spécifiques. Pour résoudre ces difficultés, le processeur Nucleus 6 est pourvu d'un détecteur d'environnements (SCAN) qui identifie automatiquement l'environnement d'écoute de l'utilisateur et sélectionne, automatiquement, les paramètres adéquats sans qu'il soit nécessaire d'utiliser plusieurs programmes ou de modifier manuellement le programme.

Quantité de prothèses auditives équipées des dernières technologies recourent à une « classification de l'environnement ». Le signal d'entrée est classé dans un ou plusieurs « environnements » dont les caractéristiques sont définies, et la sélection du programme adéquat se fait automatiquement (Allegro et al., 2001 ;

Büchler et al., 2005). Des études pilotes ont récemment montré que la classification automatique de l'environnement et la sélection des programmes peuvent également être bénéfiques aux porteurs d'implants cochléaires (Case et al., 2011 ; Goorevich et al., 2012a).

Le programme SCAN analyse les signaux d'entrée du microphone et classe le son dans l'un des six environnements suivants : conversation dans le bruit, conversation, bruit, vent, calme et musique. Pour chaque environnement, il choisit un schéma directionnel approprié pour le microphone (standard, fixe ou adaptatif), et il active les technologies correspondantes. Les changements de paramètres sont subtilement transférés de sorte que l'utilisateur n'éprouve aucune sensation abrupte ou dérangeante. Outre le fait de contrôler les technologies de traitement des sons entrants pour chaque environnement, le programme SCAN emmagasine la classification des environnements dans le processeur Nucleus 6. Un journal de bord (Datalogging) consultable hors ligne consigne les données relatives aux environnements. Les professionnels disposent ainsi de rapports objectifs pour résoudre les éventuels problèmes, fournir des conseils ou optimiser le programme. Cet article présente les résultats obtenus par des adultes équipés du processeur Nucleus 6 de Cochlear équipé des programmes SmartSound iQ et SCAN.

Matériel et méthodes

Sujets

Vingt et un adultes australiens porteurs d'implants cochléaires Nucleus CI500 et CI24RE ont participé à cette étude. L'âge moyen du groupe était de 67,8 ans, les âges des participants s'étalant entre 49 et 90 ans. La durée d'utilisation de l'implant cochléaire allait de 1 à 15 ans, avec une durée moyenne de 5,6 ans.



Design de l'étude

L'étude se base sur un modèle à mesures répétées et à sujet unique où les effets sur un sujet sont contrôlés en fonction des autres effets observés sur lui-même. Les sujets évalués utilisaient leur propre processeur Nucleus 5 (CP810) et le nouveau Nucleus 6 (CP900) avec SmartSound iQ. Pour chaque sujet, la compréhension de phrases dans le bruit a été testée avec différents programmes au cours de cinq séances de tests. L'ordre dans lequel les programmes ont été testés était contrebalancé afin de réduire les effets dont il pourrait être la cause. Avant d'être testés, tous les utilisateurs ont utilisé pendant deux semaines au moins le processeur Nucleus 6 pour pouvoir s'habituer au programme par défaut.

Programmes d'écoute

Les participants ont utilisé leur programme d'écoute préféré dans le bruit avec leur processeur Nucleus 5. 57 % d'entre eux ont choisi le programme « Bruit » (avec traitement zoom) et 24 % ont choisi le programme « Focalisé » (avec Beam). Les 19 % restants ont utilisé une variété d'autres programmes avec une directionnalité standard.

Les scores de perception de la parole avec leur processeur Nucleus 6 ont été obtenus en utilisant divers programmes comportant des combinaisons différentes d'options de traitement du signal d'entrée, y compris le programme automatique SCAN, qui est le programme par défaut. Les programmes testés figurent au Tableau 1.

Perception de la parole

Tous les tests effectués dans le bruit ont été réalisés au moyen du test australien AuSTIN (phrases dans le bruit), un test adaptatif de seuil de compréhension (SRT)

de phrases. La source de bruit était soit un bruit blanc pondéré par le spectre moyen à long terme de la parole (Speech Weighted Noise, SWN) soit un bruit composé d'une conversation à quatre locuteurs (4 talker-babble, 4TB) (Dawson et al., 2013). Le test détermine le rapport signal/bruit (S/B) pour 50 % d'intelligibilité des phrases, avec chaque programme d'écoute. Le signal cible de la parole était présenté à un niveau fixe de 65 dB SPL (RMS) depuis un haut-parleur positionné face au sujet. Les tests ont été effectués avec les bruits SWN et 4TB, et le volume augmentait ou diminuait en fonction des réponses du patient. Les deux types de bruits ont été testés dans deux configurations spatiales différentes : SONO (signal à 0 degré, bruit à 0 degré) et SON3 (signal à 0 degré, bruit à 90, 180 et 270 degrés). Dans toutes les configurations de parole et de bruit, les haut-parleurs étaient situés à 1,2 mètre de la position d'écoute. Chaque test effectué comprenait 20 phrases à partir desquelles les SRTs ont été calculés. La moyenne entre deux SRTs dans les mêmes conditions de test a ensuite été calculée pour déterminer le SRT moyen de chaque sujet.

Les résultats ont fait l'objet d'une analyse de la variance à un facteur à mesures répétées (ANOVA) avec un test de comparaison Newman-Keuls post-hoc déterminant les effets du programme.

Résultats

La figure 1 : illustre les SRTs à 65 dB SPL dans un bruit 4TB spatialement réparti (SON90, 180, 270), avec le processeur Nucleus 6. Une valeur de SRT (dB de S/B) plus basse indique un meilleur résultat dans la perception de la parole.

Le programme SCAN a automatiquement choisi la directionnalité adaptative (Beam) dans cette situation et le SRT moyen obtenu est de -3,9 dB, soit un score

significativement meilleur par rapport aux conditions « Sans SmartSound » et « Quotidien », où les SRTs obtenus étaient respectivement de 0,0 et de -0,4 dB, la directionnalité du microphone étant standard ($p < 0,001$). L'amélioration moyenne du SRT avec le programme SCAN est respectivement de 3,9 et de 3,5 dB par rapport aux conditions « Sans SmartSound » et « Quotidien ».

1. Des bénéfices significatifs pour le microphone directionnel apparaissent dans les tests avec le bruit 4TB (conversation simultanée de 4 locuteurs)

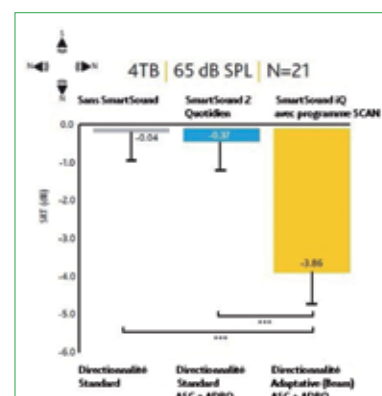


Figure 1 : Scores moyens de SRT présentés avec un bruit de 4TB et des haut-parleurs configurés en SON3. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur standard des moyennes. Les astérisques indiquent les différences significatives (***) ($p < 0,001$).

Ces résultats renforcent l'idée que la directionnalité adaptative du microphone telle que celle qu'offre l'algorithme Beam est importante pour l'écoute de la parole dans le bruit, lorsque le bruit provient de derrière ou d'une source latérale par rapport au porteur de l'IC.

		Audibilité			Directionnalité du microphone			Réduction du bruit
Système	Programme	AGC	ASC	ADRO	Standard	zoom	Beam	SNR-NR
Nucleus 5	Préfééré	*	-	-	-	-	-	
Nucleus 6	Sans SmartSound	*			*			
	Quotidien	*	*	*	*			
	SCAN	*	*	*				*

Tableau 1 : Description des technologies utilisées dans les programmes des processeurs. Le tilde (~) indique la technologie qui a été choisie par le clinicien ou par le sujet pour l'écoute dans le bruit. L'astérisque (*) indique l'utilisation d'une technologie spécifique pour un programme donné.



2. Bénéfices du réducteur de bruit (SNR-NR) dans un bruit SWN

La figure 2 montre la moyenne des SRTs du groupe à 65 dB SPL avec SWN. Les sources de la parole et du bruit coïncident (SON0). Le processeur utilisé est le Nucleus 6. Dans ces conditions d'écoute difficiles, où la parole et le bruit sont émis depuis un haut-parleur situé face au sujet, une valeur SRT basse indique un meilleur résultat en terme de perception de la parole. Le programme SCAN utilisant le SNR-NR dans cette condition de parole et de bruit donne, pour le groupe, un SRT moyen de -2,9 dB, soit un résultat significativement meilleur ($p < 0,001$) que les seuils obtenus dans les conditions « Sans SmartSound » (-0,58 dB) et « Quotidien » (-1,3 dB). Aucune différence significative n'est apparue entre les conditions « Sans SmartSound » et « Quotidien ». Le bénéfice moyen obtenu avec le programme SCAN est respectivement de 2,3 et de 1,6 dB par rapport aux conditions « Sans SmartSound » et « Quotidien ».

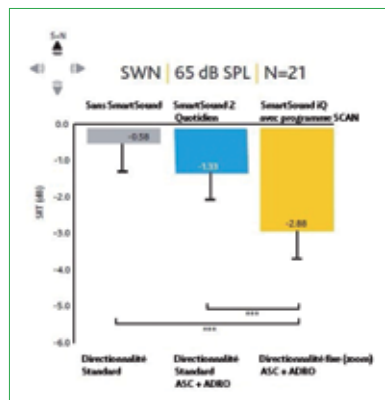


Figure 2 : Scores moyens de SRT présentés dans un bruit SWN et des haut-parleurs configurés en SON0. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur standard de la moyenne. Les astérisques indiquent les différences significatives (*) $p < 0,001$.**

L'amélioration constatée est principalement due à l'algorithme SNR-NR, plutôt qu'aux microphones directionnels puisque les signaux de la parole et du bruit proviennent du même endroit dans cette situation. Ces résultats suggèrent que les utilisateurs existants obtiendront des résultats bien meilleurs dans le bruit s'ils utilisent la nouvelle technologie de réduction du bruit offerte par Smart Sound iQ.

3. Le programme SCAN améliore les performances des non utilisateurs du SmartSound

La Figure 3 montre le SRT moyen à 65 dB SPL, à la fois dans les conditions avec 4TB et avec SWN. Le processeur utilisé est le Nucleus 6 et les haut-parleurs sont spatialement répartis (SON90, 180, 270). Comme dans les Figures précédentes, la condition « Sans SmartSound » représente les utilisateurs qui utilisent uniquement la directionnalité standard du microphone, toutes les autres options étant désactivées. Une valeur SRT plus basse indique un meilleur résultat en termes de perception de la parole. Le programme SCAN où seules la directionnalité du microphone et le SNR-NR sont utilisées donne un score SRT moyen de -3,9 dB dans les conditions avec 4TB et de -7,6 dB avec SWN, soit un résultat significativement meilleur que dans les conditions « Sans SmartSound », où les résultats étaient respectivement de 0,0 et de -2,8 dB ($p < 0,001$).

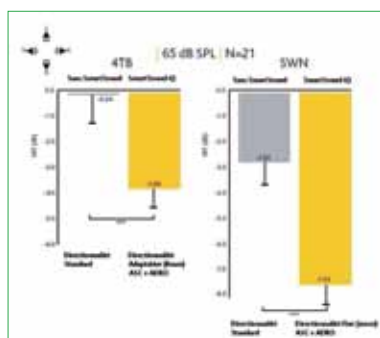


Figure 3 : Scores moyens de SRT présentés avec les bruits 4TB et SWN, et des haut-parleurs configurés en SON3. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur standard de la moyenne. Les astérisques indiquent les différences significatives (*) $p < 0,001$.**

Les améliorations présentées résultent des algorithmes des microphones directionnels (zoom et Beam) et du SNR-NR. Ces résultats suggèrent que l'utilisation des technologies SmartSound iQ améliore considérablement les performances auditives, et que les utilisateurs qui n'y ont pas accès actuellement pour différentes raisons (préférences de réglage du clinicien, choix du processeur ou préférences personnelles), tireront profit du programme SCAN.

4. L'utilisation du SCAN améliore les performances des utilisateurs expérimentés de SmartSound

La Figure 4 montre le seuil SRT à 65 dB SPL avec SWN (SON0 et SON90, 180, 270) avec les processeurs Nucleus 5 et Nucleus 6. Dans cette étude, les sujets

sont des utilisateurs expérimentés de SmartSound. Plus de 80 % d'entre eux ont l'habitude de passer à un programme directionnel SmartSound 2 pour écouter dans le bruit. Dans la configuration SON0, l'utilisation du processeur Nucleus 6 avec SCAN a donné un seuil SRT moyen de -2,9 dB, soit un résultat significativement meilleur que celui obtenu avec le Nucleus 5, qui est de -1,2 dB ($p < 0,001$). La configuration SON90, 180, 270 a donné un seuil SRT moyen de -7,6 dB avec le Nucleus 6, soit un résultat bien meilleur que celui obtenu avec le Nucleus 5, qui était de -6,3 dB ($p < 0,001$).

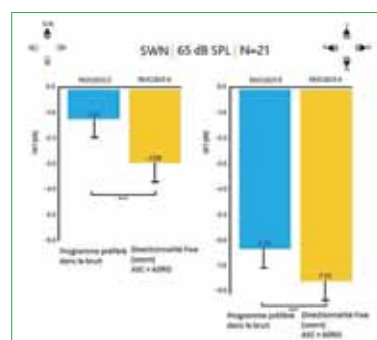


Figure 4 : Scores SRT moyens présentés avec SWN et les haut-parleurs configurés en SON3. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur standard de la moyenne. Les astérisques indiquent les différences significatives (*) $p < 0,001$.**

Les résultats suggèrent que même les utilisateurs expérimentés du processeur Nucleus 5 avec SmartSound 2 sont susceptibles d'améliorer leur compréhension de la parole dans le bruit (sans devoir passer manuellement d'une configuration à l'autre) s'ils s'équipent du processeur Nucleus 6 avec le SNR-NR et la technologie SCAN de détection automatique de l'environnement.

Conclusion

Tous les utilisateurs sont passés au système Nucleus 6 et SCAN est leur programme d'écoute par défaut préféré. Par rapport aux programmes « Sans SmartSound » et « Quotidien », les technologies SmartSound iQ et SCAN améliorent considérablement l'écoute à la fois dans un bruit stationnaire et en présence d'un bruit de fond de conversation. Le processeur Nucleus 6 équipé de SmartSound iQ offre des améliorations significatives par rapport à une configuration standard des microphones dans un bruit spatialement réparti. La disponibilité d'un algorithme adéquat de réduction du bruit (SNR-NR)



apporte une amélioration supplémentaire aux utilisateurs de Nucleus 6, en particulier s'ils sont testés avec du bruit blanc pondéré avec le spectre moyen à long terme de la parole (SWN).

Les résultats de cette étude démontrent que la nouvelle technologie SmartSound iQ améliorera les performances des personnes passant du processeur Nucleus 5 au processeur Nucleus 6. Lorsque le détecteur automatique d'environnements (SCAN) du système Nucleus 6 est activé en vue d'une utilisation récurrente, la sélection optimale de l'environnement s'effectue de façon automatique et cohérente, dans chacun des environnements sonores. Le niveau de compréhension est significativement meilleur par rapport à celui qui est obtenu avec le système Nucleus 5.

Cochlear ne cesse d'améliorer les performances d'écoute. Le premier détecteur d'environnements (SCAN) proposé dans ce domaine permettra aux utilisateurs novices ou expérimentés d'améliorer facilement et automatiquement leur compréhension et leur expérience d'écoute.

Cochlear est un expert leader sur le marché mondial des solutions auditives implantables. Sa vocation est de porter le son aux oreilles de tous, partout dans le monde. Depuis 30 ans, Cochlear est précurseur dans ces technologies et aide des centaines de milliers de personnes à communiquer avec leur famille et leurs amis. Nos investissements en recherche et développement sont les plus importants de notre industrie et nous établissons des partenariats avec d'éminents chercheurs et professionnels de l'audition du monde entier. Grâce à cela, nous sommes à l'avant-garde de cette science. Tout au long de leur vie, nos clients peuvent ainsi accéder à nos dernières solutions en date et constamment bénéficier du soutien dont ils ont besoin. C'est pour cette raison que parmi les personnes qui optent pour l'implant cochléaire, sept sur dix choisissent Cochlear.

Remerciements

Les auteurs souhaitent remercier les chercheurs et les utilisateurs qui ont contribué à recueillir et à analyser les données présentées dans cet article.

Références

- Allegro S, Büchler M, Launer S (2001). Automatic sound classification inspired by auditory scene analysis. In: Proc European Conf Sig Proc, (EURASIP).
- Bentler RA (2005). The effectiveness of microphones and noise reduction schemes in digital hearing aids: a systematic review of the evidence. *J Am Acad Audiol* 16, 473-84.
- Blamey PJ, Dowell RC, Clark GM, Seligman P (1987). Acoustic parameters measured by a formant estimating speech processor for a multiple-channel cochlear implant. *J Acoust Soc Am* 82(1), 38-47.
- Blamey PJ (2005). Adaptive dynamic range optimization (ADRO): a digital amplification strategy for hearing aids and cochlear implants. *Trends Amplif* 9:77-98.
- Büchler M, Allegro S, Launer S (2005). Sound Classification in Hearing Aids Inspired by Auditory Scene Analysis. *EURASIP Journal of Applied Signal Processing* 18:2991-3002.
- Case S, Goorevich M, Gorrie J, Nesselroth Y, Plant K, Knight M (2011). Evaluation of an environmental classifier with adult cochlear implant recipients using the CP810 sound processor. In: CI2011.
- Chung K (2012). Wind noise in hearing aids: II. Effect of microphone directivity. *Int J Audiol* 51:29-42.
- Chung K, McKibben N (2011). Microphone directionality, preemphasis filter, and wind noise in cochlear implants. *Journal of the American Academy of Audiology* 22:586-600.
- Chung K, Mongeau L, McKibben N (2009). Wind noise in hearing aids with directional and omnidirectional microphones: polar characteristics of behind-the-ear hearing aids. *The Journal of the Acoustical Society of America* 125:2243-2259.
- Chung K, Zeng FG (2009). Using hearing aid adaptive directional microphones to enhance cochlear implant performance. *Hearing Research* 250:27-37.
- Dawson P, Hersbach AA, Swanson B (2013). An Adaptive Australian Sentence Test in Noise (AuSTIN). *Ear and Hearing* 23(5), 592-600
- Festen JM, Plomp R (1990). Effects of fluctuating noise and interfering speech on the speech-reception threshold for impaired and normal hearing. *J Acoust Soc Am*. 88(4), 1725-36.
- Goorevich M, Case S, Gorrie J, Nesselroth Y, Plant K (2012a). Feasibility of an Environmental Classifier with Adult Cochlear Implant Recipients. In: Cochlear Implant Conference and other implantable technologies Baltimore: John Hopkins Medical School.
- Goorevich M, Zakis JA, Case S, Harvey T, Holmberg P, Schall FSJ, Heasman J, Knight M (2012b). Effect of a wind noise reduction algorithm on cochlear implant sound processing. In: 12th International Conference on Cochlear Implants and other implantable technologies Baltimore, Maryland, USA.
- Hersbach AA, Arora K, Mauger SJ, Dawson PW (2012). Combining directional microphone and single-channel noise reduction algorithms: a clinical evaluation in difficult listening conditions with cochlear implant users. *Ear and Hearing* 33:13-23.
- Killion, MC (2004). Myths about hearing in noise and directional microphones. *Hearing Review*, 11(2).
- Mauger SJ, Dawson PW, Hersbach AA (2012). Perceptually optimized gain function for cochlear implant signal-to-noise ratio based noise reduction. *The Journal of the Acoustical Society of America* 131:327-336.
- Patrick JF, Busby PA, Gibson PJ (2006). The development of the Nucleus Freedom Cochlear implant system. *Trends Amplif* 10:175-200.
- Plomp, R (1983). Perception of speech as a modulated signal, in Proceedings of the Tenth International Congress of Phonetic Sciences, Utrecht, The Netherlands, 1-6 August, The Congress, pp. 29-40.
- Powers, TA, & Hamacher, V (2002). Three-microphone instrument is designed to extend benefits of directionality. *The Hearing Journal*, 55(10), 38-40.
- Preves, DA, Sammeth, CA, & Wynne, MK (1999). Field trial evaluations of a switched directional/omnidirectional in-the-ear hearing instrument. *Journal of the American Academy of Audiology*, 10(5), 273.
- Rosen, S (1992). Temporal information in speech: Acoustic, auditory and linguistic aspects, *Philos Trans R Soc London, Ser. B* 336, 367-373.
- Seligman, P, & Whitford, L, (1995). Adjustment of appropriate signal levels in the Spectra 22 and mini speech processors. *The Annals of Otolaryngology & Laryngology, Supplement*, 166, 172.
- Spriet A, van Deun L, Eftaxiadis K, Laneau J, Moonen M, van Dijk B, van Wieringen A, Wouters J. (2007). Speech understanding in background noise with the two-microphone adaptive beamformer BEAM in the Nucleus Freedom cochlear implant system. *Ear and Hearing* 28(1), 62-72.
- Wolfe J, Parkinson A, Schafer EC, Gilden J, Rehwinkel K, Mansanares J, Coughlan E, Wright J, Torres J, Gannaway S (2012). Benefit of a commercially available cochlear implant processor with dual-microphone beamforming: a multi-center study. *Otology & Neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otolaryngology and Neurotology* 33:553-560.



Pour chaque type de surdité, de moyenne à profonde, il existe une solution Cochlear.

Cochlear propose la gamme de solutions auditives implantables la plus étendue.

Cochlear™ Nucleus® 6

Le processeur dispose des fonctionnalités de détection de l'environnement et d'adaptation automatique du programme. Il contient déjà les technologies de communication sans fil 2,4 GHz.



www.cochlear.fr

Cochlear Acoustic Implants

Carina® est totalement implantable, MET® est semi-implanté et fonctionne avec un processeur bouton. Codacs™ est destiné aux patients nécessitant une solution puissante et désireux d'obtenir une perception sonore naturelle.



Les systèmes Baha® 4 offrent le

choix d'une fixation du processeur par aimantation ou par pilier. Le processeur Baha 4 communique avec une série d'accessoires sans fil 2,4 GHz.



Fabriqué par Cochlear Ltd, Australie / Cochlear France, ZI des Algorithmes, Route de l'Orme aux Merisiers, 91190 Saint-Aubin
 SAS au capital de 37 000 €, RCS 479 373 151 Evry, FR84479373151 / DMIA, produit de santé réglementé, porte le marquage CE, organisme notifié CE0197 - inscrit à la LPP 3449835
 Surdités neurosensorielles (surdités de perception) bilatérales sévères à profondes, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique / 201409CIPS027

Carina, Cochlear, Codacs, Hear now. And always, MET, Nucleus, and the elliptical logo are either trademarks or registered trademarks of Cochlear Limited.
 Baha is a registered trademark of Cochlear Bone Anchored Solutions AB. N36826F ISS3 DEC14 French translation and adaptation

Hear now. And always





Phonak



StéréoZoom Amélioration de l'intelligibilité de la parole et avan- tages subjectifs

Par rapport aux focalisateurs statiques ou monauraux, le nouveau comportement adaptatif de StereoZoom est source de nombreux avantages, tant au niveau de l'intelligibilité de la parole que de l'évaluation subjective. Toutefois, ces avantages s'illustrent le mieux dans les environnements d'écoute difficiles, notamment lorsque la présence de bruit est essentiellement latérale.

Objectif

L'objectif de cette étude consistait à étudier les effets du nouveau comportement adaptatif du focalisateur binaural de Phonak (StereoZoom) par rapport, d'une part, au comportement statique de ce même focalisateur, et, d'autre part, au focalisateur monaural adaptatif (UltraZoom).

Introduction

Les microphones directionnels améliorent la compréhension dans les situations auditives difficiles, en particulier lorsque le bruit ambiant est important (Ricketts, 2006 ; Wouters et al., 1999 ; Chung, 2004 ; Hamacher et al., 2005). Ils se concentrent généralement sur la source sonore à l'avant tout en atténuant le bruit venant de l'arrière.

Le focalisateur adaptatif UltraZoom a démontré qu'il améliorerait la compréhension de la parole dans les situations présentant une source de bruit importante (Wouters et al., 2002 ; Ricketts & Henry, 2002). La figure 1 illustre d'ailleurs cette situation en présentant un utilisateur d'aide auditive (sa tête est au centre de l'image) écoutant les trois autres personnes situées dans la zone verte. Le bruit provient de deux sources sonores principales (les personnes assises aux deux tables rondes grises). UltraZoom ne génère pas de faisceau étroit dans une direction spécifique, il atténue de manière adaptative le bruit important venant de l'arrière tout en conservant le gain dans la zone frontale. Une personne peut donc tout à fait tenir une conversation avec d'autres personnes se trouvant dans son champ, même si elles ne lui font pas face.



Figure 1 : un exemple de situation auditive dans laquelle UltraZoom a démontré qu'il apportait des avantages importants. Un utilisateur d'aide auditive écoute les personnes se trouvant dans la zone verte. Le bruit provient de deux sources sonores principales (les personnes assises aux tables grises).

Par ailleurs, le focalisateur binaural StereoZoom a démontré qu'il offrait un avantage directionnel dans les environnements de bruit diffus (Nyffeler, 2010 ; Stuermann, 2011 ; Picou et al., 2014 ; Latzel, 2013). La figure 2 illustre d'ailleurs cette situation en présentant un utilisateur d'aide auditive (sa tête est au centre de l'image) ayant une conversation avec les trois autres personnes se trouvant dans la zone verte. Le bruit provient de nombreuses directions, ce qui crée un environnement de bruit diffus.

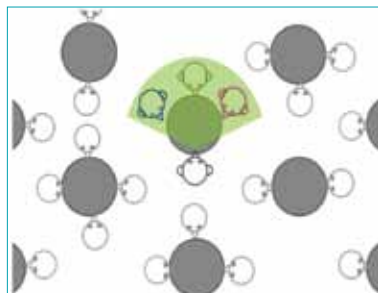


Figure 2 : un exemple de situation auditive dans laquelle StereoZoom a démontré qu'il apportait des avantages importants. L'utilisateur d'aide auditive écoute les personnes se trouvant dans la zone verte. Il est entouré de sources de bruit provenant de plusieurs directions, ceci créant un environnement de bruit diffus.

StereoZoom fonctionne en établissant un réseau bidirectionnel de quatre microphones qui produit un effet directionnel très concentré. Capable d'atténuer l'énergie acoustique de manière considérable, cette caractéristique directionnelle améliorée produit un faisceau très étroit de +/- 45° qui permet un meilleur rapport signal sur bruit (RS/B). Un nouveau comportement adaptatif a été développé pour StereoZoom. La direction 0° de StéréoZoom et le délai de formation du faisceau sont dépendants de la fréquence pour produire un diagramme polaire optimal. StéréoZoom adaptatif permet donc un bon compromis entre une largeur

étroite du faisceau directionnel permettant une bonne perception de la voix et une atténuation importante du bruit diffus.

L'étude suivante vise à étudier les performances du comportement adaptatif de StereoZoom, puis à en faire la comparaison avec UltraZoom et le comportement statique de StereoZoom.

Conception de l'étude

20 sujets atteints d'une perte auditive modérée à moyennement-sévère ont participé à l'étude. Selon leur perte auditive, ils ont été équipés d'aides auditives Phonak contour d'oreille (BTE) ou écouteur dans le conduit (RIC). Le couplage approprié des aides auditives a été choisi, notamment des appareillages ouverts lorsque cela s'appliquait. Les aides auditives ont été programmées dès la première adaptation en se fondant sur les données de couplage. Les programmes ont été définis avec les réglages suivants pour la directionnalité : programme 1 - mode microphone omnidirectionnel, programme 2 - focalisateur monaural adaptatif (UltraZoom), programme 3 - focalisateur binaural statique (StereoZoom statique), programme 4 - focalisateur binaural adaptatif (StereoZoom adaptatif).

L'intelligibilité de la parole des différents focalisateurs a été évaluée à l'aide du test de phrases d'Oldenbourg (OLSA). Le test a été réalisé à l'aide de deux versions de configuration différentes, illustrées à la figure 3. Dans les deux versions, le sujet était assis au centre d'un cercle constitué de 12 haut-parleurs et face à l'orateur à un angle azimutal de 0°. Le matériel vocal du test de phrases d'Oldenbourg (OLSA) était présenté depuis ce haut-parleur. Dans la première version de configuration, les 11 autres haut-parleurs présentaient le brouhaha d'une cafétéria, créant un environnement de bruit diffus. Dans la seconde version de configuration, le même type de brouhaha était présenté par les haut-parleurs situés à des angles de 90° et 270° seulement, créant une situation dans laquelle seul le bruit latéral était présent. Des seuils de reconnaissance vocale (SRV) ont été obtenus pour tous les sujets en utilisant l'ensemble des quatre programmes dans les deux versions de configuration du test.

Une évaluation subjective a été effectuée en utilisant la même configuration que pour le test de phrases d'Oldenbourg (OLSA) à la figure 3. Toutefois, le matériel vocal présenté était un signal vocal (voix



masculine) extrait du CD de Phonak (iPFG Sound CD2). Le brouhaha d'une cafétéria était présent, sous la forme de bruit diffus ou émis depuis deux directions importantes. Un RS/B négatif fixe a été utilisé pour représenter une situation auditive difficile. Pour ce test, les sujets ont dû évaluer les trois programmes avec les technologies de microphone directionnel, sur le plan de l'intelligibilité de la parole, de la suppression des interférences et de la qualité globale. La notation a été faite sur une échelle de 0 à 100 (0 = très mauvaise, et 100 = très bonne). Les sujets ont pu choisir les programmes (à l'aveugle) via un écran tactile relié à un logiciel qui pilotait les programmes des aides auditives. Ils ont ainsi pu comparer et évaluer les programmes simultanément dans chaque scène.



Figure 3 : dans la configuration n° 1 du test de phrases d'Oldenbourg (OLSA), un environnement de bruit diffus est créé par l'ensemble des 11 haut-parleurs qui diffusent le brouhaha d'une cafétéria. Dans la configuration n° 2, le bruit latéral est généré en diffusant le brouhaha d'une cafétéria depuis les haut-parleurs se trouvant à des angles azimutaux de 90° et 270° uniquement.

Résultats

L'avantage directionnel des différents focalisateurs a été calculé en utilisant la formule suivante : $SRV_{Omni} - SRV_{BF}$. Autrement dit, le SRV obtenu en utilisant P2, P3 ou P4 a été soustrait du SRV obtenu en utilisant P1. Cet avantage directionnel est illustré à la figure 4 pour la configuration n° 1 (environnement de bruit diffus) et à la figure 5 pour la configuration n° 2 (environnement de bruit latéral).

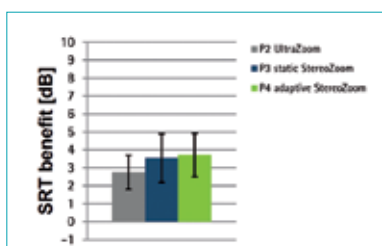


Figure 4 : avantage SRV des focalisateurs UltraZoom, StereoZoom statique et StereoZoom adaptatif dans un environnement de bruit diffus.

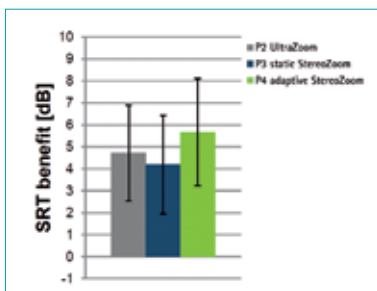


Figure 5 : avantage SRV des focalisateurs UltraZoom, StereoZoom statique et StereoZoom adaptatif lors de la présence de bruit sur les côtés uniquement.

L'analyse Anova a mis en évidence la présence de différences significatives ($p < 0,01$) entre les focalisateurs pour les deux versions de configuration. Dans les environnements de bruit diffus, les résultats montrent que StereoZoom, aussi bien statique qu'adaptatif, offre des avantages plus importants qu'UltraZoom pour les seuils de reconnaissance vocale. Pour les situations dans lesquelles le bruit provient uniquement des côtés, StereoZoom adaptatif est plus avantageux que StereoZoom statique en ce qui concerne les seuils de reconnaissance vocale. Les résultats de l'évaluation subjective sont illustrés aux figures 6 et 7. En un sens, les résultats subjectifs sont conformes aux résultats du test de phrases d'Oldenbourg objectif. Pour l'environnement de bruit diffus, par exemple, l'intelligibilité de la parole et la suppression des interférences ont été mieux notées pour StereoZoom (statique et adaptatif) que pour UltraZoom. Avec des résultats également conformes à ceux du test de phrases d'Oldenbourg, dans la deuxième version où le bruit est latéral, StereoZoom adaptatif a été mieux noté que StereoZoom statique dans les trois catégories. L'analyse Anova a révélé que ces observations présentaient une différence significative ($p < 0,01$).

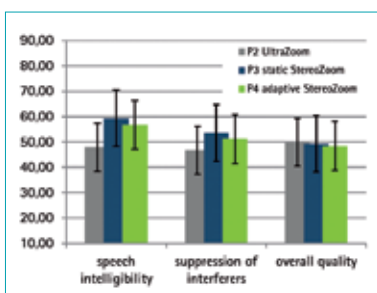


Figure 6 : résultats de l'évaluation subjective des trois types de focalisateurs dans l'environnement de bruit diffus. La notation a été faite sur une échelle de 0 à 100 (0 = très mauvaise, et 100 = très bonne).

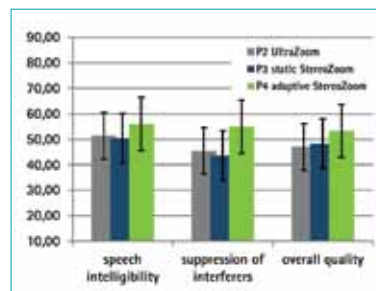


Figure 7 : résultats de l'évaluation subjective des trois types de focalisateurs dans l'environnement où le bruit est uniquement présent sur les côtés. La notation a été faite sur une échelle de 0 à 100 (0 = très mauvaise, et 100 = très bonne).

Les résultats en matière d'intelligibilité de la parole et l'évaluation subjective montrent clairement que le nouveau comportement adaptatif de StereoZoom délivre un avantage supérieur par rapport au focalisateur monaural (UltraZoom) dans les environnements de bruit diffus. En outre, le nouveau comportement adaptatif de StereoZoom offre des avantages à la fois objectifs et subjectifs par rapport au focalisateur binaural statique (StereoZoom statique) dans les environnements où le bruit est fortement présent sur les côtés. Les conclusions subjectives mettent en évidence une autre forme d'avantage car l'évaluation a été réalisée selon un scénario réaliste, et les sujets ont indiqué l'impression qu'ils ont ressentie pour les différents réglages. Les résultats indiquent que le comportement adaptatif de StereoZoom combine les avantages de la focalisation binaurale (StereoZoom statique) avec la gestion adaptative du focalisateur (UltraZoom). De manière générale, le comportement adaptatif de StereoZoom permet d'atteindre les meilleures performances à la fois dans les situations où le bruit est extrêmement diffus, mais aussi dans les environnements où un bruit important provient de l'arrière ou des côtés. Ce focalisateur de pointe devrait permettre aux utilisateurs d'aides auditives Phonak d'entendre encore mieux dans les situations auditives difficiles, en particulier lorsque le bruit est présent sur les côtés uniquement.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr rubrique études :

-Phonak Field Study News 2014, StéréoZoom-Amélioration de l'intelligibilité de la parole et avantages subjectifs.



■ Siemens

binax. Au-delà des performances naturelles*. L'innovation technologique.

Siemens présente binax™, la nouvelle génération BestSound™ Technology, une nouvelle ère dans l'art de l'audition.

- binax reproduit les effets de l'audition binaurale et redonne ses avantages aux patients.
- Technologie e2e wireless™ 3.0 pour une Résolution Sonore Haute Définition (HDSR).
- Une gamme complète de RICs
- Nouvelles applications

Depuis 130 ans, Siemens démontre sa capacité d'innovation. 1878, invention du premier récepteur pour malentendants et depuis, appuyé par des investissements massifs en R&D, et associé au savoir-faire des audioprothésistes, Siemens a redonné le plaisir d'entendre à des milliers de malentendants grâce à sa technologie BestSound Technology.

Aujourd'hui, Siemens souhaite emmener les utilisateurs d'aides auditives encore plus loin avec sa nouvelle plateforme binax, si puissante que pour la première fois, les utilisateurs peuvent comprendre la parole dans des environnements sonores complexes mieux qu'un normo-entendant*.

Siemens s'inspire au quotidien du système auditif pour élever les standards de la correction. Nous avons deux oreilles pour de bonnes raisons. L'audition binaurale accroît l'intensité, améliore l'intelligibilité et offre une qualité sonore supérieure et plus riche. Cependant, les bénéfices de l'audition binaurale diminuent avec l'âge.

Deux aides auditives bien adaptées sont la première étape vers la restauration de l'audition binaurale. Mais dans les situations d'écoute difficiles, ce n'est pas suffisant.

binax, la nouvelle génération BestSound Technology, reproduit les caractéristiques de l'audition binaurale et redonne ses avantages à l'utilisateur. Elle est si puissante que pour la première fois, les utilisateurs peuvent même comprendre la parole dans les environnements complexes de type cocktail party ou des situations de voiture.

La technologie binax établit également de

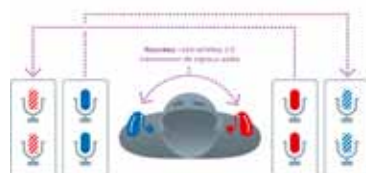


nouveaux standards pour la facilité d'utilisation.

Aujourd'hui, pour la première fois, les patients ont la possibilité de régler sans fil toutes les aides auditives binax, et sans être obligés de disposer d'un accessoire supplémentaire.

Aujourd'hui binax révolutionne l'appareillage auditif et l'expérience acoustique proposée aux utilisateurs en élevant les standards de la correction auditive à un niveau jamais atteint grâce à la Résolution Sonore Haute Définition (HDSR) et de nouvelles caractéristiques.

- Résolution Sonore Haute Définition (HDSR) : l'e2e wireless 3.0



Ce réseau virtuel de huit microphones, appelé "Résolution Sonore Haute Définition" ou HDSR, procure une sensibilité supérieure à l'environnement acoustique. L'HDSR est le socle des caractéristiques de binax qui offre une écoute binaurale exceptionnelle.

L'efficacité de l'HDSR est cliniquement prouvée, les aides auditives binax permettent au patient d'entendre mieux que les normo-entendants du même âge, même dans des situations de cocktail party*.

Qui plus est, cette extraordinaire technologie auditive est incroyablement peu énergivore. Bien que procurant une qualité HDSR, la technologie révolutionnaire e2e wireless 3.0 consomme seulement 1.6 mA avec toutes les caractéristiques binaurales activées.

En conséquence, toutes les caractéristiques de binax peuvent être activées automatiquement et aussi souvent que nécessaire pour offrir la meilleure écoute binaurale, sans jamais compromettre la durée de vie de la pile.

- Super Focus : une audition plus précise que jamais.



Les environnements avec beaucoup de bruit de fond ont toujours été un challenge pour les personnes équipées d'aides auditives traditionnelles. Grâce au Super Focus de binax, le patient peut maintenant profiter d'une superbe expérience d'écoute binaurale, même dans les environnements bruyants tels que les restaurants ou les fêtes, et s'immerger sans hésitation dans les conversations.

Le Super Focus de binax se focalise automatiquement sur l'interlocuteur situé en face du patient. Il rétrécit le faisceau de la directivité microphonique et aide l'utilisateur à mieux comprendre la parole dans le bruit.

De fait, il est cliniquement prouvé que le Super Focus est si efficace qu'il permet au patient dans des situations de cocktail party d'entendre même mieux que les normo-entendants du même âge.*

- Spatial SpeechFocus : comprendre clairement tout le monde - dans toutes les directions.

Les utilisateurs d'aides auditives traditionnelles peuvent avoir quelques difficultés à se focaliser sur la parole quand



elle provient de différentes directions. Le Spatial SpeechFocus de binax fait émerger la parole, quelle qu'en soit la provenance, tout en occultant les bruits de fond - même en voiture.



- eWindScreen™ binaural : la meilleure qualité audio, tout simplement

Être à l'extérieur un jour de vent signifie souvent une gêne due au bruit de vent pour les porteurs d'aides auditives traditionnelles. L'eWindScreen™ binaural est utilisée de façon Et de plus, grâce à l'eWindScreen binaural, les patients conserveront toujours une perception spatiale naturelle et un confort d'écoute optimal - quelle que soit la force du vent.



Avec binax, la nouvelle génération BestSound Technology, Siemens introduit quatre nouvelles aides auditives RIC.

- Les nouveaux Carat binax™ et Carat A binax™ : compacts et flexibles pour une expérience binaurale.



Les nouveaux Carat et Carat A binax offrent un son binaural remarquable. Carat binax est rechargeable alors que Carat A dispose d'une entrée audio optionnelle,

ce qui les rend parfaitement adaptés aux patients souhaitant une solution auditive à la fois discrète et flexible, simple à gérer.

Grâce à son tout nouveau boîtier au design équilibré et à sa large plage d'adaptation, Carat binax s'adapte parfaitement aux exigences des patients. Certifiés IP67, Carat binax et le Carat A binax offrent tous les avantages de binax pour une fantastique expérience sonore binaurale sans compromettre la durée de vie de la pile.

Appairés avec la nouvelle easyTek™ et l'application easyTek App™, ces modèles élèvent les aides auditives à un nouveau niveau de flexibilité.

- Le nouveau Pure binax™ : complet, discret et en toute binauralité



Pure binax offre aux patients un équilibre inégalé entre les fonctionnalités et la discrétion.

Avec son parfait équilibre entre technologie binax et design élégant, le nouveau Pure binax va ravir même les plus exigeants. Petit, certifié IP67, il offre en toute discrétion tous les avantages d'une aide auditive RIC binaurale.

De plus, en combinaison avec easyTek et l'application multifonctionnelle easyTek App, Pure binax répond à chacun des désirs qu'un patient passionné de technologie pourrait avoir.

- Le nouveau Ace binax™ : manipulation et audition en toute discrétion.



Ace binax inaugure un nouveau niveau de discrétion et de contrôle utilisé avec l'application touchControl App™.

Le nouveau Ace binax redéfinit la discrétion :

notre plus petit RIC, virtuellement invisible, est maintenant télécommandable via la nouvelle application touchControl App.

Certifié IP67 et équipé de la fonction bruiteur anti-acouphène, l'Ace binax est une solution optimale pour les primo-porteurs ou ceux dont l'exigence est d'abord et avant tout la discrétion.

Le lancement de la nouvelle plateforme binax est également l'occasion de présenter une large gamme d'applications.

- La nouvelle easyTek : toutes les possibilités à portée de main.

Portée autour du cou sur le vêtement ou discrètement en-dessous, la très légère easyTek, relais audio et télécommande, connecte rapidement et de façon fiable les nouveaux modèles Carat binax et Pure binax à de nombreux appareils compatibles avec la technologie sans fil Bluetooth®.

Prête à l'emploi au déballage sans aucun besoin de programmation elle transmet le son de la TV via le Transmitter, le son des lecteurs mp3, des téléphones et autres sources ainsi que celui du microcravate VoiceLink™ directement aux oreilles du patient.

- Un bouton multi-fonctions intuitif : détecte la situation, ajuste la fonction et contrôle la transmission audio, les appels téléphoniques, les programmes et les sources audio externes.

- Flexible : sans-fil Bluetooth®, entrée ligne et l'EAD offrent la connectivité avec des appareils tels que la TV via le Transmitter, le VoiceLink, les lecteurs de musique, les ordinateurs portables, les smartphones et plus encore.

- Fiable : l'antenne collier garantit le bon placement pour un fonctionnement fiable et délivre une excellente qualité sonore.

- Autonomie améliorée en streaming : grâce à e2e wireless 3.0, easyTek offre une transmission fiable avec une consommation minimale pour un streaming exceptionnellement fiable en Bluetooth® et FM.



- La nouvelle application easyTek App : des possibilités presque infinies.



La nouvelle application easyTek App (compatible avec Android et iOS) est un moyen simple et ultra discret de régler les aides auditives. Très intuitif, le smartphone du patient devient l'écran de l'easyTek. Le patient utilise son smartphone de façon tout à fait classique, et règle ainsi rapidement les programmes, le volume, le bruiteur anti-acouphène et le SoundBalance™.

L'application easyTek App peut être téléchargée gratuitement, sur le Google Play ou l'App Store.



- La nouvelle application touchControl App : contrôle complet du bout des doigts.

L'application touchControl App (compatible avec Android et iOS) permet au patient de choisir facilement et discrètement le programme d'écoute et le volume via son smartphone. Avec une portée d'un mètre, elle envoie un signal ultrahaute fréquence directement dans les aides auditives - sans besoin d'aucun autre matériel.

L'application touchControl App est compatible avec toutes les aides auditives binax et se télécharge gratuitement sur le Google Play ou l'App Store.



** Deux études cliniques ont montré que binax offrait une qualité d'audition supérieure à la normale dans certains environnements complexes (University of Northern Colorado, 2014 ; Oldenburg Hörzentrum, 2013). Par rapport aux personnes normo-entendantes, les personnes souffrant d'une perte auditive légère à modérée et portant les aides auditives Carat binax ou Pure binax équipées de la technologie Super Focus, ont vu leur seuil d'intelligibilité (SRT) gagner jusqu'à 2,9 dB en milieu sonore complexe.*

Contacts presse :
Siemens Audiologie France
Mathilde Dauchez – 01 49 33 25 99
Email : dauchez.mathilde@siemens.com

À propos de Siemens en France

Présent en France depuis 160 ans, Siemens, premier groupe européen de haute technologie, donne la priorité à l'innovation dans l'industrie, l'énergie,

la santé et les solutions destinées aux infrastructures urbaines. A travers ses 7 000 collaborateurs, 7 sites de production, de nombreux partenariats avec des écoles ou universités et pôles de compétitivité, Siemens France participe pleinement au rayonnement économique français y compris à l'international.

Siemens France compte, en effet, 9 centres de R&D dont 6 centres de compétences qui interviennent pour l'ensemble du groupe Siemens à travers le monde dans des secteurs de pointe comme les systèmes de transports automatiques, la métallurgie, le transport et la distribution d'énergie, la conception et la production de progiciels, la détection incendie et la mécatronique. Siemens France réalise ainsi plus d'un tiers de son chiffre d'affaires à l'export. En 2012, le Groupe Siemens en France a enregistré un volume d'entrées de commandes de 2,3 milliards d'euros (au 30/09/2012).

Siemens Audiologie France, dirigée depuis 2004 par Pascal Boulud, appartient au secteur Santé du groupe Siemens.

Le Secteur Healthcare de Siemens, acteur majeur dans le secteur de la santé à l'échelle mondiale, est leader dans le

domaine de l'imagerie médicale, du diagnostic de laboratoire, des systèmes d'information destinés au secteur médical et des aides auditives. Siemens propose une gamme complète de produits et solutions sur l'ensemble du continuum de soins, intégrant la prévention et le dépistage précoce, le diagnostic, la thérapie et le suivi médical. En optimisant les processus cliniques pour couvrir les principales pathologies de notre temps, Siemens Healthcare contribue à améliorer la rapidité de diagnostic et la qualité des soins, tout en réduisant les coûts. Fort d'un effectif global de 51 000 salariés, Siemens Healthcare est présent dans le monde entier. Au cours de l'exercice 2012 (clos le 30 septembre 2012), Siemens Healthcare a enregistré un bénéfice de plus de 1,8 milliard d'euros, pour un chiffre d'affaires de 13,6 milliards d'euros. Pour en savoir plus, consultez le site : www.siemens.com/healthcare



Widex AudiologyOnline Une évaluation clinique de la qualité sonore des aides auditives

Susan Rawls, AuD, Jamie Weiner, AuD, Rui Nunes, Odilia MacDonald, M.Sc., Aud. (C)

20 octobre 2014

Introduction

Un des principaux objectifs des audioprothésistes est d'améliorer la qualité de vie des patients. Dans la pratique quotidienne, c'est en installant et en réglant les aides auditives dans le but d'assurer la satisfaction du client que ce résultat est obtenu. Avec cet objectif en tête, il est intéressant de noter qu'une des récentes études MarkeTrak (Kochkin, 2010) montre que sur les 10 facteurs les plus importants qui influencent la satisfaction globale des utilisateurs, 5 sont liés à la qualité sonore de l'aide auditive (clarté sonore, son naturel, richesse/fidélité du son, confort avec les sons de forte intensité, son de sa propre voix (occlusion)). En outre, l'étude MarkeTrak V (Kochkin, 2011), qui comprend une enquête de grande envergure sur les raisons pour lesquelles les aides auditives finissent dans un tiroir, indique que la qualité sonore de l'aide auditive peut déterminer l'acceptation ou le refus de l'aide auditive par l'utilisateur.

Dans les centres d'audiologie, le premier test de la qualité sonore d'une aide auditive est déterminé par l'utilisation quotidienne et la réaction d'un nouvel utilisateur à la première expérience de son amplifié ou la réaction d'un utilisateur habituel au nouvel instrument. L'utilisateur typique d'aide auditive ne fait habituellement pas

directement référence à la qualité sonore de ses instruments, mais parle de clarté et de compréhension de la parole, qui sont directement liées à la qualité sonore. Si le signal amplifié contient des artefacts ou des déformations, l'utilisateur mentionnera fréquemment une faible compréhension de la parole particulièrement lorsque les niveaux sonores ambiants sont élevés – comme dans un restaurant très fréquenté. Cela se traduit par une insatisfaction globale des aides auditives, une augmentation des retours, par un plus grand nombre de réglages et de visites en centres.

Un récent document (Baekgaard, Knudsen, Arshad, & Andersen, 2013) émet l'hypothèse qu'une nouvelle conception de convertisseur A/N avec une limite supérieure de 113 dB SPL disponible dans les aides auditives Widex DREAM pourrait résoudre certains de ces problèmes. Cette nouvelle conception devrait apporter des avantages à l'utilisateur d'aides auditives dans un grand nombre de différentes situations de la vie réelle avec des niveaux d'entrée forts comme pour écouter de la musique, essayer d'écouter une conversation dans un restaurant très fréquenté ou comprendre un dialogue dans une rue très fréquentée. Cette hypothèse a été soutenue dans un essai en laboratoire sur l'efficacité de l'aide auditive Widex DREAM dans l'amélioration de la reconnaissance de la parole dans un environnement à bruyant (Baekgaard, Rose, & Andersen, 2013) et soutenue en outre par une étude comprenant 10 musiciens portant des aides auditives (Chasin, 2014). Un essai indépendant publié par Jessen, Baekgaard, & Andersen (2014) a montré qu'un panel de malentendants a évalué le son de DREAM comme étant bien équilibré, très naturel, plein, et caracté-

térisé par un faible degré de déformation.

Pour étayer plus avant les avantages de la nouvelle conception du convertisseur A/N disponible dans les aides auditives Widex DREAM en termes de compréhension de la parole, de qualité sonore et de la satisfaction de l'utilisateur, un essai clinique a été mené dans une situation clinique réelle.

Essai clinique - Qualité sonore

Méthode

Un essai clinique multicentrique portant sur 26 utilisateurs d'aides auditives présentant une perte d'audition sensorineurale légère à modérée a été mené. Les seuils audiométriques moyens sont représentés sur la **Figure 1**. Tous les sujets étaient des utilisateurs habituels d'aides auditives (14 utilisateurs Widex, 12 utilisateurs non Widex), dont la plupart était satisfaits de leur appareils actuels. L'âge des sujets était compris entre 48 et 91 ans (âge moyen de 67 ans).

Tous les sujets étaient équipés d'aides auditives Widex DREAM 440, utilisant des protocoles d'installation et de réglage standards Widex. Les avantages réels fournis par les nouvelles aides auditives ont été évalués en utilisant une série de mesures des résultats.

Mesure des résultats. Les questionnaires Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ) A et C (Gatehouse & Noble, 2004) et International Outcome Inventory-Hearing Aids (IOI-HA) (Cox et al., 2000) ont été utilisés comme principaux outils de mesure des résultats afin de comparer les propres aides auditives aux nouvelles aides auditives.

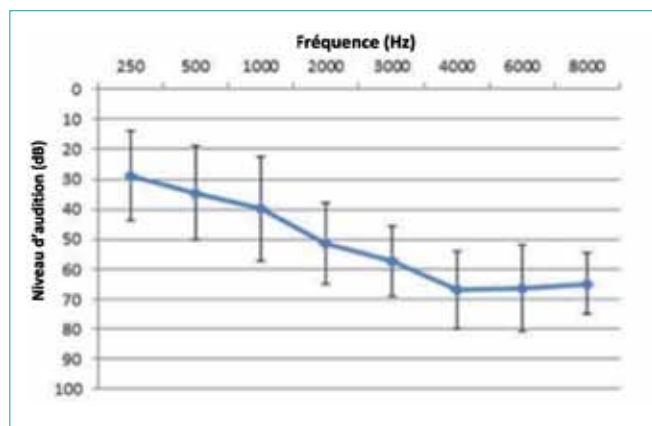


Figure 1 : Seuils moyens des aides auditives et 1 écart-type des 26 sujets.

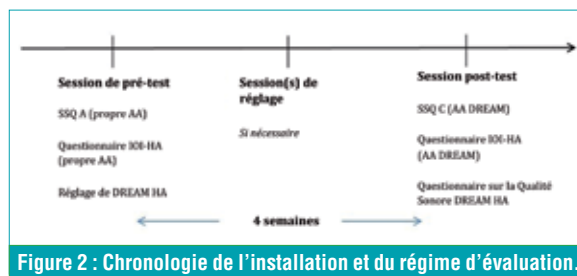


Figure 2 : Chronologie de l'installation et du régime d'évaluation.



Le questionnaire d'auto-évaluation SSQ mesure l'expérience ou la capacité d'écoute dans un grand nombre de situations d'écoute différentes dans les trois principaux domaines : audition de la parole, audition spatiale et qualités de l'audition. Dans cette étude, les domaines audition de la parole et qualités de l'audition ont été utilisés. L'audition de la parole (sous-ensemble 1) contient 14 situations d'écoute différentes abordant la compréhension de la parole. Les qualités de l'audition (sous-ensemble 3) contiennent des questions relatives à la qualité sonore, à la clarté et au caractère naturel du signal dans 18 situations différentes.

Le SSQ-A a été appliqué avant l'installation du nouvel appareil pour servir de référence. Il consiste en une échelle analogique visuelle allant de 0 à 10. Le SSQ-C a été appliqué à la fin de l'étude évaluant la différence perçue entre l'ancien et le nouvel appareil. Il utilise une échelle analogique visuelle comparative, où -5 correspond à « bien pire », 0 = « aucun changement » et 5 = « beaucoup mieux » comparé à l'ancien appareil. C'est par conséquent une mesure relative du changement, plutôt qu'une mesure absolue de l'avantage.

L'IOI-HA est utilisé pour de grandes études épidémiologiques, mais a été à l'origine prévu pour être également appliqué dans des études comparatives d'aides auditives (Cox et al., 2000). Il couvre un ensemble minimum de sept éléments de résultats essentiels (utilisation, avantage, limites de l'activité résiduelle, satisfaction, restriction de la participation résiduelle, impact sur autrui et qualité de vie). Les éléments sont orientés sur la pratique et comprennent un mini-profil en plus de l'échelle. Les

résultats sont mesurés sur un classement à 5 points, avec le 5^{ème} point marquant le résultat le plus désiré. L'IOI-HA a été appliqué avec les propres aides auditives et à nouveau avec les nouvelles aides auditives.

Un questionnaire de qualité sonore à 6 éléments complémentaires développé spécifiquement pour cette étude clinique a été utilisé à la fin de l'étude.

Résultats et discussion

SSQ – A : Scores de référence. Les sujets ont été sélectionnés dans cet essai car ils étaient satisfaits de leur amplification actuelle mais souhaitaient essayer une nouveauté. Les scores de référence du SSQ-A indiquent que cette satisfaction est liée en premier lieu aux situations d'écoute les plus faciles. La valeur de référence moyenne trouvée pour la Section Audition de la Parole, abordant la compréhension de la parole, était de 5.6 (Figure 3). Si nous regardons de plus près les questions individuelles comme les conversations face-à-face (Q2) et l'écoute dans de petits groupes (<5 personnes) avec des indices audiovisuels (Q3) il est clair que les sujets, avec un score moyen de 8.7 et 7.1 sur 10, étaient généralement très satisfaits de leurs aides auditives actuelles. Si nous nous penchons sur les questions présentant les scores les plus faibles, il est clair que ces derniers sont observés dans les situations d'écoute les plus difficiles comme la compréhension d'une conversation dans un restaurant très fréquenté (Q4, Q6), avec des scores moyens de 4.7 et 4, dans des lieux exigus (Q7) avec un score moyen de 4.4 et lors du suivi d'une conversation de deux personnes simulta-

nément (Q14) avec un score moyen de 4.5. Cela montre que dans des situations d'écoute plus difficiles, des améliorations sont encore possibles avec un nouvel appareil.

La sous-section Qualités de l'Audition, traitant de la qualité sonore dans différentes situations d'écoute obtient un score moyen de 6.7 (Figure 4). Dans toutes les situations, l'expérience auditive était légèrement supérieure à la moyenne. Les questions obtenant les scores moyens les plus faibles ont été les questions 14 et 15 avec des scores moyens de 5.7. Ces deux questions sont liées à l'effort d'écoute. Cela nous montre à nouveau que les sujets sont généralement très satisfaits de leurs aides auditives mais que des améliorations sont encore possibles.

SSQ – C : Scores comparatifs. A la fin de l'essai le SSQ-C : Les sections « Audition de la Parole » et « Qualités de l'audition » ont été utilisées en tant que mesure du degré de différence entre les anciennes aides et les nouvelles aides auditives DREAM.

Dans la section Audition de la Parole, abordant la compréhension de la parole, des améliorations significatives sont observées dans toutes les questions avec un score d'amélioration moyen de 1.9 (Figure 5). En se penchant sur les situations d'écoute les plus difficiles qui ont obtenu les scores de référence les plus faibles comme « suivre une conversation dans un restaurant très fréquenté » (Q4 et Q6) et des lieux exigus (Q7) il est clair que l'aide auditive DREAM est perçue comme étant significativement meilleure par rapport aux anciennes aides auditives avec des scores moyens de 2.1, 1.8 et 2.1 ($p < 0.001$). La question 14 "suivre



Figure 3 : Scores moyens et intervalle de confiance de 0,95 pour les 14 questions dans l'Audition de la Parole du SSQ-A.



Figure 4 : Scores moyens et intervalle de confiance de 0,95 pour les 18 questions dans Qualités de l'Audition du SSQ-A.



une conversation avec deux personnes simultanément» obtient un score plus faible que les deux autres (1.0), mais une amélioration significative est encore observée ($p < 0.05$). En examinant les situations d'écoute les plus faciles qui ont obtenu un score de référence élevé comme des conversations face-à-face (Q2) et une écoute dans de petits groupes (<5 personnes) avec des indices audiovisuels (Q3), il est clair que l'aide auditive DREAM améliore la compréhension de la parole dans ces situations également. En réalité, ces deux situations sont les situations montrant les améliorations les plus marquées avec des scores moyens de 2.5 et 2.5. Cela nous montre que les utilisateurs perçoivent une grande amélioration dans la compréhension de la parole avec la nouvelle aide auditive DREAM440 dans une série de situations d'écoute différentes, ce qui a une influence sur tous les aspects de la vie quotidienne mais également dans des situations avec des niveaux d'entrée élevés.

Dans la section Qualités de l'audition, où des questions traitent de la clarté et du caractère naturel du signal, des améliorations significatives ($p < 0,001$) ont été observées pour toutes les questions avec un score d'amélioration moyen de 2 (voir fig. 6). Concernant les questions 14 et 15 qui ont obtenu les scores de référence les plus faibles et qui sont liées à l'effort d'écoute il est clair que l'aide auditive DREAM montre une amélioration significative dans ces domaines également

($p < 0.001$). Au total cela nous montre que l'aide auditive DREAM440 est perçue comme ayant une qualité sonore statistiquement bien meilleure que les anciennes aides auditives.

Il est important de noter que la question où le changement a été le plus significatif est liée à la clarté et au caractère naturel de la musique, ce qui corrobore les conclusions de Chasin (2014). Les questions 9 et 10 sont également des questions sur la clarté et le caractère naturel des sons quotidiens et des voix des autres personnes et à nouveau le degré de différence avec les nouvelles aides auditives DREAM a été le plus élevé.

IOI – Résultats de l'aide auditive. Les scores de l'IOI-HA montrent une amélioration statistiquement significative ($p < 0.001$) des résultats de l'aide auditive pour l'aide auditive DREAM440 comparé aux aides auditives d'origine des sujets. Les scores globaux du questionnaire IOI-HA sont donnés en **Figure 7**.

Des différences significatives sont observées pour les sous-échelles liées aux améliorations dans des situations d'écoute difficiles. D'après Baekgaard, Knudsen, Arshad and Andersen (2013), l'augmentation de la marge de sécurité (headroom) du convertisseur A/N dans l'aide auditive Widex DREAM permet aux niveaux d'entrées plus forts de passer sans déformation et permet par conséquent le traitement du signal de façon optimale. Cela aura probablement un effet bénéfique des

situations où la parole est accompagnée d'un fort bruit de fond. Même si l'IOI-HA n'indique pas dans quelles situations d'écoute spécifiques le sujet a des difficultés à entendre, il semble raisonnable de supposer que l'écoute dans le bruit en fait partie, car elle représente encore une des situations les plus difficiles de la vie quotidienne.

Les résultats sur l'IOI-HA sont en accord avec les résultats du SSQ-C qui montrent des améliorations significatives dans la compréhension de la parole dans des situations d'écoute plus difficiles avec le nouvel appareil.

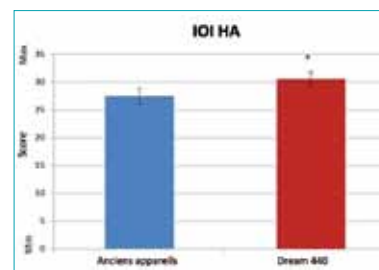


Figure 7 : Scores globaux de l'IOI-HA et intervalle de confiance pour la propre aide auditive et DREAM. L'astérisque indique des scores moyens significativement différents pour les aides auditives ($p < 0.001$).

Questionnaire sur la qualité sonore. A la fin de l'étude les sujets ont dû remplir un petit questionnaire de 6 éléments visant à répondre à des questions directes sur la qualité sonore de DREAM, en plus des



Figure 5 : Scores moyens et intervalle de confiance de 0,95 pour les 14 questions de l'Audition de la Parole du SSQ-C. Un score de +5 indique que le participant entend « beaucoup mieux » avec Dream qu'avec sa propre aide auditive ; un score de -5 indique que le participant entend « beaucoup moins bien » avec Dream. Un astérisque désigne un niveau d'importance de $p < 0.05$, deux astérisques désignent un niveau d'importance de $p < 0.01$, trois astérisques désignent un niveau d'importance de $p < 0.001$, signifiant que les scores sont significativement différents de 0.



Figure 6 : Scores moyens et intervalle de confiance de 0,95 pour les 18 questions de la version comparative des Qualités de la Parole du SSQ-C. Un score de +5 indique que le participant entend « beaucoup mieux » avec DREAM qu'avec sa propre aide auditive ; un score de -5 indique que le participant entend « beaucoup moins bien » avec DREAM. Un astérisque désigne un degré d'importance de $p < 0.001$, indiquant que les scores sont significativement différents de 0.



questions inductives utilisées dans le SSQ et l'IOI-HA. Les scores moyens et l'intervalle de confiance sont montrés dans la **Figure 8**.

Tous les participants ont attribué à l'aide auditive DREAM une note très élevée sur la qualité sonore, tant de manière générale qu'en ce qui concerne la parole, quant à la leur propre voix et à la voix d'autres personnes. En réalité, 8 sujets ont donné une note de 10/10 aux aides auditives pour la qualité sonore globale, avec un score moyen de 8.95. En outre, 10 sujets ont donné une note de 10/10 pour leurs impressions globales sur les aides auditives, ce qui reflète la qualité, la clarté et le caractère naturel globaux du signal. Si nous gardons à l'esprit que ces sujets étaient tous des utilisateurs habituels d'aides auditives haute performance, ces résultats sont très encourageants et valident notre expérience clinique. Pendant l'étude, la plupart des sujets étaient satisfaits de leurs aides auditives et n'ont indiqué aucun problème ou besoin de réglage. Lors de l'écoute des commentaires des patients, les déclarations comme « la parole est claire », « le son de ces aides auditives est plus naturel », « c'est la première fois que j'entends clairement dans des situations très bruyantes » et « idéal pour écouter de la musique » ont été fréquentes.

Conclusion

La qualité sonore a été identifiée comme l'un des meilleurs prédicteurs de la satisfaction de l'aide auditive. Cependant, en clinique, les utilisateurs ne font habituellement pas de commentaires directs sur la qualité sonore, mais sur la clarté de la parole et la compréhension de la parole. Si le signal amplifié contient des artefacts ou des déformations, l'utilisateur mentionnera fréquemment une faible compréhension de la parole, particulièrement lorsque les niveaux sonores ambiants sont élevés, comme dans un restaurant très fréquenté ou dans des situations semblables. Les ingénieurs ont émis l'hypothèse qu'une nouvelle conception du convertisseur A/N capable d'assumer des niveaux d'entrée allant jusqu'à 113 dB SPL sans introduire de déformation ou d'artefact améliore la compréhension de la parole de l'utilisateur et sa satisfaction quant aux aides auditives dans ces situations difficiles.



Figure 8. Scores moyens pour le questionnaire sur la qualité sonore de Widex.

Dans cet essai clinique, notre objectif était de savoir si la nouvelle conception du convertisseur A/N DREAM était capable d'améliorer la qualité du son perçu et la compréhension de la parole des utilisateurs dans une série de situations d'écoute différentes dans leur vie quotidienne. Cela a été réalisé en appliquant une série de mesures standardisées des résultats des aides auditives. Dans l'étude, les utilisateurs étaient tous satisfaits de leurs aides auditives actuelles mais souhaitaient essayer un nouvel appareil.

Les trois mesures des résultats utilisées dans cette étude clinique ont indiqué des résultats très positifs pour la majorité des sujets. Les résultats dans les sous-ensembles 1 et 3 du SSQ-C sur l'audition de la parole et les qualités de l'audition, montrent des améliorations significatives quant à la qualité sonore et l'intelligibilité de la parole dans une série de situations d'écoute y compris des questions clés liées à des situations difficiles. En outre, des améliorations significatives sont observées sur les résultats globaux enregistrés par l'IOI-HA et finalement sur le questionnaire de qualité sonore développé spécifiquement pour cette étude. Les résultats soutiennent tous l'hypothèse que la nouvelle conception du convertisseur A/D est capable d'augmenter la qualité des sons perçus et la compréhension de la parole dans une série de situations d'écoute différentes, y compris dans des situations traditionnelles difficiles où les niveaux ambiants sont élevés. Ces améliorations conduisent à une meilleure satisfaction des utilisateurs et par conséquent à une meilleure qualité de vie des patients.

Références

- Cox, R.M., Hyde, M., Gatehouse, S., Noble, W., Dillon, H., Bentler, R.,...et al. (2000). Optimal outcome measures, research priorities, and international cooperation. *Ear & Hearing*, 21(4), 106S–115S.
- Baekgaard, L., Knudsen, N.O., Arshad, T., & Andersen, H.P. (2013). Designing hearing aid technology to support benefits in demanding situations, Part 1. *Hearing Review*, 20(3), 42-59.
- Baekgaard, L., Rose, S., & Andersen, H.P. (2013, May 31). Designing hearing aid technology to support benefits in demanding situations, Part 2. *Hearing Review*. Retrieved online from www.hearingreview.com
- Chasin, M. (2014, January). A hearing aid solution for music. *Hearing Review*, 28-31.
- Gatehouse, S., & Noble, W. (2004). The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *International Journal of Audiology*, 43, 85-9.
- Jessen, A.H., Baekgaard, L., & Andersen, H. P. (2014, January). What is good hearing aid sound quality, and does it really matter? *AudiologyOnline*, Article 12340. Retrieved from: <http://www.audiologyonline.com>
- Kochkin, S. (2000). MarkeTrak V: "Why my hearing aids are in the drawer": The consumers' perspective. *Hearing Journal*, 53(2), 34-41.
- Kochkin, S. (2010). MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *Hearing Journal*, 63(1), 19-32.

Citez ce contenu comme :

Rawls, S., Weiner, J., Nunes, R., & MacDonald, O. (2014, October). A clinical evaluation of sound quality in hearing aids. *AudiologyOnline*, Article 13019. Retrieved from: <http://www.audiologyonline.com>

37^{ème}

CONGRES DES AUDIOPROTHESISTES



**10, 11 et 12
Avril 2015**

Cnit - Paris la Défense

**Exposition,
ateliers pratiques,
événements.**

www.unsaf.org



Actualités du monde de l'audiologie

Workshop ORL organisé par Prodition (Oticon, Oticon medical, Interacoustics, Bernafon, Sonic, Neurelec) et le groupement Dyapason

Vendredi 10 octobre, Paris

Le vendredi 10 octobre se déroulait à Paris, un workshop ORL sur les nouvelles méthodes diagnostiques organisé par la société Prodition (Oticon, Oticon medical, Interacoustics, Bernafon, Sonic, Neurelec) et le groupement Dyapason.



La journée était présidée par le **Pr Sterkers** qui lors de son introduction a rappelé le rôle incontournable de l'ORL dans l'évaluation médicale de la surdité par des techniques diagnostiques modernes et adaptées en regrettant l'abandon actuel de l'utilisation systématique de la tympanométrie quand une otite est suspectée. La prise en charge de la surdité est un axe majeur de Santé Publique chez l'enfant et chez l'adulte qui doit faire partie du schéma directeur prioritaire de la Nation.

Le **Pr Chays** rappelle à cet égard que le dépistage néonatal systématique de la surdité à la maternité est une réalité dans la région Champagne-

Ardennes et il appelle de ses vœux que cela devienne une réalité dans l'ensemble des régions françaises, le coût du dépistage étant faible (13 euros par enfant) comparé aux coûts induits d'une surdité diagnostiquée trop tardivement et aux pertes de chances engendrées durant toute la vie de l'enfant. Le dépistage systématique est infiniment plus efficace que le simple ciblage des populations dites à risque. Il est rappelé que dépistage et thérapeutique doivent être 2 notions dissociées, car tous les enfants dépistés ne sont pas sourds profonds loin s'en faut et que chaque cas appelle une réponse thérapeutique éventuelle spécifique et adaptée.



L'efficacité de ce travail réussi qui repose sur un travail de terrain avec les maternités de la région et l'autorité régionale de santé (ARS), pourrait être amélioré en se rapprochant de réseaux nationaux (type Guthrie) qui centraliseraient les informations recueillies sur la naissance, le dépistage néonatal et le résultat obtenu, dans les différentes régions.

Le Dr Marc Labrousse rappelle les modalités très pratiques mises en œuvre pour accompagner et rassurer dans la plupart du temps les familles concernées dans ce parcours de soin, ainsi que les méthodes diagnostiques dévelop-

pées qui reposent sur le triptyque oto-émissions acoustiques (OEA), potentiels évoqués auditifs (PEA) et audiométrie comportementale.



La communication du **Dr Florence Moreau Lenoir** (Evreux) montre l'intérêt de combiner à ce triptyque l'examen auditory steady state response (ASSR) qui permet de façon automatique sur les deux oreilles, sur 4 fréquences d'évaluer objectivement les seuils audiométriques attendus et de les comparer aux seuils obtenus sur le 2kHz au PEA, et la réponse comportementale aux différentes fréquences en audiométrie tonale.



Le **Pr Avan** rappelle les pièges de l'audiométrie et des discordances entre oto-émissions, PEA comme en témoigne l'étude d'une souche de souris n'ayant pas de perte mesurable en audiométrie tonale, mais



présentant pourtant une dégradation des cellules codant pour les sons aigus qui peuvent être objectivés en réalisant des courbes d'accord de masquage (mais long) ou en utilisant l'examen des produits de distorsion. Cet examen permettrait d'objectiver chez des personnes à audiométrie tonale subnormale les dysfonctions cochléaires qui peuvent expliquer les difficultés apparemment démesurées qu'elles rencontrent dans le bruit (visée diagnostique) mais également montrer les limites attendues de l'appareillage (visée audiprothétique).



Le **Dr Elizabeth VITTE** a pu rappeler les notions de base sur le vestibule et les dysfonctions responsables de vertiges. Dans un brillant exposé, elle a pu dresser le tableau des différentes explorations fonctionnelles des vertiges.



L'après-midi fût marqué par l'intervention du **Pr Jean-François DARTIGUES**, épidémiologiste dont son équipe (INSERM U897) suit depuis 1988 une cohorte de

personnes (N=3777) issues de 75 communes de Gironde et de Dordogne, tirées au sort à partir des listes électorales, vues à leur domicile par une psychologue qui assure un recueil de qualité de données (aux tests MMSE...) et qui apprécie l'état clinique des personnes (dépression, anxiété, démence...). Les personnes incluses ont été vues jusqu'en 2013 tous les 1 à 3 ans. En 2013, elles étaient 280.



L'étude trouve un déclin cognitif plus prononcé chez les personnes avec trouble auditif non appareillé que chez des personnes appareillées qui ont un résultat au test MMSE comparable à ceux qui entendent bien ! Ceux qui ont fait l'effort de se faire appareiller ont pu modifier la trajectoire de l'évolution du déclin cognitif 'naturel'. A cet égard les personnes inactives majorent leur risque de développer une démence par rapport à celles qui ont déclarées en 1988 participer à des jeux de société (Dartigues et al, 2013). De plus, en suivant l'évolution des activités sociales sur 10 ans (10 activités différentes) de ces personnes, ceux qui sont actifs (plus de 5 activités différentes par semaine) développent moins de risques de démence que ceux qui sont restés inactifs. Ceux qui étaient initialement actifs et qui ont abandonné leurs activités développent un risque de démence comparable à ceux qui l'ont toujours été, inversement ceux qui étaient inactifs et deviennent actifs réduisent

leurs risques de développement de démence (Foubert et al, 2014). On peut donc modifier le risque initial de démence par l'activité, l'ennemi étant l'installation de la personne dans une routine qui la conduit au déclin cognitif.

Yves Lasry et Grégory Gerbaud ont pu décrire les outils à mettre en œuvre pour que l'appareillage auditif soit couronné de succès en rappelant tout l'intérêt de l'utilisation de la mesure in vivo qui permet d'optimiser les chances du malentendant pour que son appareillage soit porté et jugé confortable afin d'enrayer les risques d'un déclin cognitif lié à un éventuel échec d'appareillage évitable.



Différents ateliers ORL furent ensuite proposés concernant les ASSR, le CE-Chirp/LS-Chirp, la tympanométrie 3D, la VHIT/VNG, les implants à ancrage osseux et les implants cochléaires



■ Diplôme Universitaire Audioprothèse implantable chez l'adulte

Université Pierre et Marie Curie
91 bd Hopital, 75013 paris
Centre Implant cochléaire
GH Pitié Salpêtrière - Bâtiment
Paul Castaigne 75013 Paris

Pr. Olivier Sterkers, Pr. Bernard Meyer
GH Pitié-Salpêtrière

Année universitaire 2014 - 2015

Jeudi 5 février 2015

Prothèses implantées à conduction osseuse - Implants cochléaires

09h00 : Principes généraux - chirurgie - complications des prothèses à ancrage osseux Ponto et BAHA. D. Bernardeschi

09h45 : Processeur Ponto OTICON (B. Valentin)

10h15 : Processeur BAHA. COCHLEAR

10h45 : Pause

11h00 : Chirurgie de l'alpha 2 et du bonebridge. D. Bernardeschi

11h30 : Processeur Alpha 2. COLLIN ORL

11h30 : Processeur Bonebridge. MEDEL

12h00 : Résultats - Données de la littérature. D. Bernardeschi

12h30 : Déjeuner

13h45 : Principe de l'implant - Biocompatibilité. M. Belaieff

14h45 : Indications - Critères HAS. D. Bouccara

15h05 : Chirurgie. I. Mosnier

15h30 : Principes généraux des réglages M. Smadja

16h15 : Rééducation orthophonique et suivi. E. Ambert-Dahan - S. Borel

Vendredi 6 février 2015

Travaux dirigés par demi-groupes (Faculté / Centre Implant - Bâtiment Paul Castaigne)

Cas cliniques : Indications des différents implants - Réglages. Suivi (réglages, bilans, suivi psychologique).

I. Mosnier - E. Ambert-Dahan - S. Borel - C. Carillo

09h00 - 12h15 : Groupe A Faculté

Groupe B. Bâtiment Paul Castaigne

12h15 : Déjeuner

13h45 - 17h00 : Groupe A Bâtiment Paul Castaigne. Groupe B Faculté

Samedi 7 février 2015

Implants cochléaires et du tronc cérébral

09h00 : Performances de l'implant cochléaire. D. Bouccara

09h30 : Audition et cognition chez le sujet âgé. A. Madjlessi - I. Mosnier

10h00 : Implantation bilatérale et bimoto-dale. I. Mosnier

10h30 : Implant electro-acoustique Y. Nguyen

11h00 : Pause

11 h 15 : Implant du tronc cérébral D. Bouccara

11 h 45 : Implantation atraumatique et guidée par le robot. Y. Nguyen

12 h 15 : Discussion

■ Les Distorsions Cochléaires

Institut Libre Marie Haps Département Audiologie



Institut Libre Marie Haps

14, Rue d'Arlon

1050 Bruxelles

Vendredi 13 mars 2015 à 8:30

Samedi 14 mars 2015 à 8:30

Les surdités cochléaires provoquent une diminution de l'intelligibilité due à une baisse des seuils auditifs (composant d'atténuation) associée à des distorsions du code neural dans le domaine fréquentiel, temporel et en intensité (composant de distorsion).

L'objectif du colloque est d'exposer les conséquences de ces distorsions cochléaires, de déterminer les épreuves psychoacoustiques et électrophysiologiques permettant de décrire les distorsions associées aux surdités cochléaires et à en comprendre les résultats ; et de donner des solutions audioprothétiques visant à compenser au mieux ces distorsions cochléaires.

Session I : Assessment

Vendredi 13 mars

8h30-9h00 Registration

9h00-9h50 Neural coding of intensity and frequency. Brian MOORE, Cambridge

10h00-10h30 Supraliminal auditory deficits: Evidence of a purely temporal deficit. Christian LORENZI, Paris

10h30-11h00 Pause café

11h00-11h20 Distorsions in intensity scale. Naima DEGGOUJ, Daniele DE SIATI, Bruxelles

11h30-12h20 Assessment of tonopic mapping. Fabrice GIRAUDET, Clermont-Ferrand

12h30-14h00 Lunch

14h00-14h40 Pure tone audiogram and distortion of cochlear mapping. Paul AVAN, Clermont-Ferrand

14h50-15h40 Auditory profiles of good and impaired hearing in human listeners and computer models. Wendy LECLUYSE Essex

15h50-16h30 Pure tone audiometry : Beyond the audiogram. Paul DELTENRE, Bruxelles

16h40-17h20 Nouvelles explorations des voies auditives ascendantes : quelles applications cliniques ? Hung THAI-VAN, Lyon

Session II : Rehabilitation

Samedi 14 mars

8h00-8h30 Registration

8h30-9h10 Le traitement des informations d'intensité dans la réhabilitation auditive. Christian RENARD, Lille

9h20-10h20 Frequency compression and frequency transposition. Brian MOORE, Cambridge

10h30-11h00 Pause café

11h00-11h40 Limitations and opportunities for sound coding in cochlear implants. Jan WOUTERS, Leuven

11h50-12h20 Les dernières avancées en traitement du signal répondeur à la problématique des personnes cochléolésées ? Dan GNANSIA, Nice

12h30-14h00 Lunch

14h00-14h30 The use of external distortions to compensate for cochlear distortions: What can be supported for use in amplification systems. Michael NILSSON, Phonak

14h30-15h00 Titre à définir Michaël MENARD Siemens

15h00-15h30 Conséquences indirectes des distorsions cochleaires. Christophe MICHEYL, Starkey

15h30-16h00 D'une distorsion à l'autre. Arnaud MAILLOT, Widex



16h00-16h30 A new cognitive approach in the development of hearing aid technology. Eric BOURGEROLLES, Oticon

16h30-17h00 Nothing can be as efficient as the ear : physiological approach to define the fitting strategy. Jean-Baptiste LEMASSON, GN Resound

Renseignement et inscription

www.mariehaps.be
formationscontinues@ilmh.be
Tel : +32 2 793 40 44
(11:00 - 13:00 - lundi à vendredi)

6th International Workshop Clermont-Audiologie

From inner ear to brain, revealing hidden dysfunctions



Clermont-Ferrand, mardi 7 et mercredi 8 avril 2015

Mardi 7 avril 2015

17h à 19h30

Maison Internationale Universitaire

1. AUDITION - HEARING

Professeur Sharon G. KUJAWA

(Department of Audiology, Massachusetts Eye and Ear Infirmary Harvard Medical School - Boston - USA)

Docteur Pierre CAMPO

(Institut National de Recherche et de Sécurité - Nancy - FRANCE)

Docteur Boris GOUREVITCH et

Docteur Jean-Marc EDELINE

(CNRS - Université Paris-XI - Orsay - France)

Mercredi 8 avril 2015

9h -14h30

Amphithéâtre Gaston Meyniel -

Centre Jean Perrin

2. EQUILIBRE - BALANCE

Professeur Pierre DENISE

(Service Physiologie - CHU de CAEN - FRANCE)

Professeur Alexis BOZORG-GRAYELI

et Docteur Michel TOUPET

(Service ORL - Hôpital Beaujon - Paris - France) et (Centre d'Explorations Fonctionnelles Otoneurologiques - Paris - France)

3. CERVEAU - BRAIN

Professeur Hung THAÏ VAN

(Service ORL - CHU Lyon, Groupement Hospitalier Édouard Herriot - FRANCE)

Docteur Méja ANDRIANARISOA

(Psychiatre-musicologue - CHU de Clermont-Ferrand - FRANCE)

Docteur Nicolas DAUMAN

(Psychologue clinicien Limoges - FRANCE)

Et courtes communications libres acceptées (2-3min + débat avec salle)

Cette journée scientifique est ouverte à tous, inscription, pause et repas gratuits.

Pour agrémenter les échanges durant les discussions ouvertes, n'hésitez pas à venir avec vos réflexions, questions, exemples sur supports PPT.

Pour plus d'informations ou questions diverses, vous pouvez contacter Fabrice GIRAUDET (fabrice.giraudet@udamail.fr).

Date limite d'inscription 6 mars 2015 auprès de Fabrice GIRAUDET

Communiqué de presse Phonak

Une étude menée par l'université de Melbourne indique que les enfants présentant des antécédents de pathologie de l'oreille moyenne devraient subir un test de capacité d'audition spatiale dès leur entrée à l'école.

Bron, France – le 14 Novembre 2014 - une étude publiée aujourd'hui a permis de constater que les enfants présentant des antécédents de pathologie de l'oreille moyenne pendant la petite enfance souffrent de déficits binauraux de la perception du langage qui persistent pendant plusieurs années après l'épisode pathologique. Cette prise de conscience de l'existence de difficultés d'audition spatiale, qui sont à l'origine d'une mauvaise compréhension de la voix d'un enseignant dans une salle de classe bruyante, permet d'envisager le recours à des stratégies correctives telles que la

formation auditive, les appareils d'assistance auditive, comme le système Roger de Phonak pour l'éducation, ainsi que des modifications de l'environnement auditif. Il est recommandé que les enfants présentant des antécédents connus de pathologie de l'oreille moyenne fassent l'objet d'une évaluation de leur capacité d'audition spatiale lors de leur entrée à l'école. Le test de diagnostic LiSN-S (Listening in Spatialized Noise – Sentences) de Phonak permet d'évaluer le traitement spatial chez les patients.

L'étude menée par Gary Rance et Dani Tomlin de l'Université de Melbourne, en Australie, a été publiée dans Ear & Audition, une revue à comité de lecture spécialisée dans l'audiologie et l'orthophonie*. L'étude a révélé que le risque de développer des problèmes de perception augmente avec l'apparition précoce et la durée prolongée de la pathologie. Les enfants atteints sont susceptibles d'être

désavantagés en salle de classe dans la mesure où leur capacité à isoler les informations auditives, telles que la voix de l'enseignant, des bruits de fond, est altérée. La précocité de l'identification et de la prise de conscience des effets à long terme de l'otite moyenne ou de l'infection de l'oreille moyenne confortent la nécessité d'une gestion médicale décisive de ce trouble.

« La pathologie de l'oreille moyenne est la raison la plus couramment invoquée pour l'envoi des enfants chez un spécialiste, et la plupart des jeunes souffrent d'au moins un épisode au cours des 2 premières années de leur existence. Bien que la pathologie de l'oreille moyenne se corrige rapidement dans la plupart des cas, notre étude a révélé que les fluctuations auditives temporaires pendant la période préscolaire peuvent avoir des effets durables sur le traitement auditif, lesquels entraînent des déficits de percep-



tion du langage suffisamment graves pour perturber la communication quotidienne et les progrès scolaires », selon le professeur Rance.

Martin Grieder, vice-président du groupe Phonak, ajoute : « Notre engagement en faveur de la recherche scientifique dans le domaine de l'audiologie est la voie à suivre pour aider les enfants atteints de déficience auditive. Les travaux du professeur Rance révèlent à quel point la pathologie de l'oreille moyenne pendant la petite enfance peut avoir de graves conséquences, des années plus tard, pendant la période scolaire. Nous sommes fiers de pouvoir aider les professionnels avec le test de diagnostic LiSN-S mis au point par les docteurs Harvey Dillon et Sharon Cameron des Laboratoires nationaux d'acoustique (NAL), en Australie, et de pouvoir aider les écoliers, les enseignants, les parents et les audiologistes scolaires grâce au système Roger qui est la référence internationale en matière d'appareils d'assistance auditive. »

À propos du test LiSN-S

Le test LiSN-S est un outil de diagnostic destiné à l'évaluation acoustique des enfants. Il permet aux cliniciens de mesurer la façon dont un enfant utilise l'information spatiale du son pour comprendre un discours prononcé dans le bruit. L'information spatiale est disponible dans le son lorsque, par exemple, un interlocuteur est situé en face d'un auditeur donné et que des locuteurs gênants (bruit) sont situés ailleurs dans l'espace. Il a été constaté que l'incapacité à utiliser cette information constitue l'une des principales causes du trouble du traitement auditif (TTA). Développé par les docteurs Sharon Cameron et Harvey Dillon des Laboratoires nationaux d'acoustique (NAL) en Australie et distribué par Phonak, le test LiSN-S permet à l'audiologiste de simuler un éventail d'environnements sonores différents. Le test prend environ 20 minutes et consiste à faire répéter par les patients des phrases courtes présentées sous écouteurs en présence de bruits de fond.

À propos de Roger

Le dispositif Roger de Phonak est la référence numérique en matière d'appareils d'assistance auditive pour les auditeurs de tous âges. Les systèmes Roger se composent d'un micro sans fil et de petits récepteurs Roger qui peuvent être fixés

aux prothèses auditives de l'utilisateur ou, dans le cas de troubles du traitement auditif, de petits récepteurs portés derrière l'oreille. Cela permet aux auditeurs d'entendre malgré la distance et le bruit. L'utilisation d'appareils d'assistance auditive tels que Roger est considérée comme un élément fondamental de l'intervention audiolinguistique chez les enfants, tandis qu'un nombre croissant d'adultes commencent également à utiliser ces systèmes.

À propos de l'otite moyenne

L'otite moyenne (ou « otitis media » en latin) est le terme médical désignant l'inflammation de l'oreille moyenne. Il existe deux types principaux d'otite moyenne : l'otite moyenne aiguë et l'otite moyenne avec épanchement. Le premier type s'accompagne généralement de symptômes, avec notamment une douleur dans l'oreille, tandis que le second type est le plus souvent dénué de symptômes aigus. L'otite moyenne chronique suppurée est moins fréquente et constitue une complication de l'otite moyenne aiguë. Elle est associée à une perforation du tympan, avec ou sans écoulement. Ces trois états sont le plus souvent associés à une perte auditive. L'otite moyenne est très fréquente chez l'enfant mais peut apparaître à tout âge.

* Dani Tomlin et Gary Rance. Long-Term Hearing Deficits After Childhood Middle Ear Disease (Les déficits auditifs à long terme après une pathologie de l'oreille moyenne pendant l'enfance). *Ear & Hearing*, 3 novembre 2014.

À propos de Gary Rance



Professeur agrégé, Gary Rance est audiologiste et enseigne à l'université de Melbourne. Il est directeur des programmes d'étude du département d'audiologie et d'orthophonie, coordonne le programme de maîtrise en audiologie clinique et dirige actuellement la recherche fondamentale sur un certain

nombre de projets de recherche nationaux et internationaux. Ses domaines de recherche ont porté sur divers aspects de la mesure du potentiel évoqué auditif (notamment l'application clinique des réponses auditives à l'état stationnaire), les résultats des implants cochléaires chez l'enfant, et la caractérisation perceptive des enfants malentendants. Plus récemment, il s'est distingué comme chef de file dans le domaine des troubles du spectre de la neuropathie auditive (ANS), et a été responsable des premières publications décrivant cette forme de déficit auditif des nouveau-nés.

À propos de Phonak

Basé près de Zurich, en Suisse, Phonak, marque du groupe Sonova, développe, produit et distribue mondialement des systèmes auditifs de pointe et des appareils sans fil depuis plus de 60 ans. La combinaison de son expertise en technologie auditive, sa maîtrise en acoustique et sa forte coopération avec les professionnels de l'audition, permet à Phonak d'améliorer significativement les capacités auditives et l'intelligibilité vocale des utilisateurs et donc d'améliorer leur qualité de vie.

Phonak offre une gamme complète d'appareils auditifs numériques ainsi que des systèmes de communication sans fil complémentaires. Avec une présence mondiale, Phonak est à la pointe de l'innovation et établit de nouvelles références industrielles en matière de miniaturisation et de performances.

Pour plus d'informations, contactez :
Maud Garrel - Phonak France - Relations Presse
Tél : 04 72 14 50 00
Email: maud.garrel@phonak.com



Communiqué de presse Phonak

Pour sensibiliser à l'importance d'une bonne audition, les stars prennent la pose pour le calendrier Hear the World 2015. De superbes images pour une bonne cause.



Quel rapport entre la photographie et l'ouïe ? Beaucoup de points communs en fait, comme le montre avec éclat le calendrier 2015 Hear the World. Photographées par Bryan Adams dans la pose Hear the World, une main derrière l'oreille pour rappeler l'importance de l'audition, de nombreuses personnalités du cinéma, de la musique et de la mode se sont prêtées au jeu. C'est ainsi qu'aux côtés de Christoph Waltz, oscar 2010 du meilleur second rôle, on retrouve Diana Krall, Jean-Paul Gaultier et Elizabeth Jagger.

Tous servent le même objectif : sensibiliser à l'importance d'une bonne audition et aux conséquences de la perte de l'ouïe. Le calendrier, vendu au prix de \$40, est disponible en édition limitée sur www.hear-the-world.com. Les produits de la vente sont intégralement reversés à la fondation Hear the World, qui vient en aide aux personnes atteintes de déficience auditive dans le monde entier.

Un monde dans lequel chacun a une chance de bien entendre – telle est la vision de la fondation à but non lucratif Hear the World. Parallèlement à la campagne de sensibilisation de longue haleine, la fondation met aussi l'accent sur l'appareillage. Elle promeut notamment des projets qui aident les enfants atteints de déficience auditive, afin de leur permettre de se développer comme les autres enfants du même âge et leur donner accès à l'enseignement scolaire. Depuis 2006, Hear the World a soutenu plus de 60 projets à travers les cinq continents et a déjà donné à des centaines de personnes la chance de mieux entendre.

Le calendrier Hear the World 2015 : remarquable et élégant

Associant intérêt artistique et implication caritative, l'édition limitée 2015 du calendrier Hear the World propose une série unique de photographies de grande qualité en noir et blanc prises par Bryan Adams. En achetant ce calendrier, vous aidez des personnes atteintes de déficience auditive dans le monde entier. Un cadeau de fêtes de fin d'année idéal, si vous souhaitez offrir quelque chose de spécial et soutenir une bonne cause.

Commandez votre calendrier Hear the World 2015 (tirage limité) dès à présent sur <http://www.hear-the-world.com>.

À propos de la fondation Hear the World

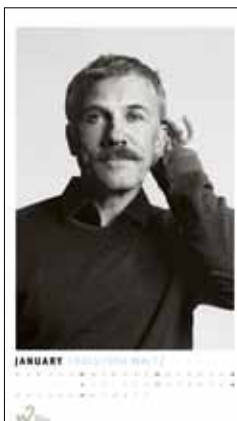
En soutenant la fondation caritative Hear the World, Sonova s'est engagé à promouvoir l'égalité des chances pour les personnes atteintes de déficience auditive et à améliorer leur qualité de vie. Fabricant d'aides auditives leader sur le marché, le groupe est conscient de sa responsabilité sociale et du rôle qu'il peut jouer pour que chaque habitant de cette planète ait une chance de bien entendre. C'est pourquoi la fondation Hear the World apporte son soutien, dans le monde entier, à des hommes et des femmes dans le besoin présentant des problèmes auditifs, tout en promouvant parallèlement la prévention et l'éducation. Les projets plus spécifiquement axés sur les enfants font l'objet d'un soutien particulier, afin de gommer le plus rapidement possible tout retard de développement.

La fondation Hear the World est aujourd'hui soutenue par plus de 80 ambassadeurs de renom, dont Plácido Domingo, Annie Lennox, Sting et Joss Stone.

Pour en savoir plus sur la fondation Hear the World, rendez-vous sur www.hear-the-world.com.

Rejoignez-nous sur <http://www.facebook.com/CanYouHearTheWorld>.

Pour plus d'informations, contactez :
Maud Garrel - Phonak France - Relations Presse
Tél : 04 72 14 50 00
Email: maud.garrel@phonak.com



Communiqué de presse Oticon

Et si... on se MO-bilisait ? Pour aller plus loin dans l'esprit People First qui nous anime, Oticon est fier de soutenir une belle association et ainsi, se mobiliser pour la recherche contre le cancer.



Vous ne le savez peut-être pas ? ... mais Novembre et son désormais célèbre Movember est le mois du soutien à la recherche contre le cancer de la prostate, tout comme le mois d'Octobre, avec son Pink Ribbon, est le mois de la recherche contre le cancer du sein. C'est pourquoi, Oticon souhaite à son tour prouver son soutien à ces causes «People First»... Oticon s'est engagé donc à reverser 10 euros pour tout achat d'une aide auditive Alta Pro Design RITE Diamond Black ou Alta Pro Design RITE pink (spécialement conçue pour l'occasion !) du 15 novembre au 31 décembre 2014. La somme récoltée à cette occasion a été reversée à l'association caritative référente en termes de recherche sur le cancer : la ligue contre le cancer.

« La surdité : du diagnostic à la réhabilitation »

Mercredi 26 Novembre 2014



L'équipe du service ORL du CHU de Nancy, en collaboration avec le Département Universitaire d'Orthophonie et l'Ecole d'Audioprothèse de Lorraine, a organisé le 26 novembre 2014 une soirée d'informations et d'échanges, qui a réuni plus de 80 personnes autour de la thématique de la surdité : du diagnostic à la réhabilitation.

Dans la salle comble du Grand Hôtel de la Reine, le **Pr Cécile Parietti-Winkler**

et le **Dr Bettina Montaut-Verient** ont accueilli médecins ORL, audioprothésistes, mais aussi médecins généralistes, venus nombreux pour assister aux conférences, puis partager leurs expériences autour d'un cocktail dînatoire.

Dans son introduction, le Pr Cécile Parietti-Winkler a réaffirmé l'importance de **sensibiliser l'ensemble des professionnels de santé** impliqués pour une meilleure prise en charge des patients, qui passe non seulement par un dépistage précoce (objet de la première intervention), mais aussi par une bonne orientation en fonction des indications vers la solution la mieux adaptée.



Le Dr Bettina-Montaut a donc naturellement ouvert la soirée avec les **nouveautés dans la vérification de l'audition du nouveau-né**.

Puis, **M. Eric Bougerolles**, audioprothésiste et responsable Audiologie, Pédiatrie et FM pour la société Oticon, a animé une présentation sur le rôle essentiel de l'aide auditive chez le sujet presbycusique âgé, qui lui permet, avec moins de fatigue cognitive, de « mieux comprendre », et par conséquent de « mieux vivre ».

Lorsque l'appareillage conventionnel n'apporte plus suffisamment de bénéfice au patient, **l'implant cochléaire** peut alors être préconisé, pour les adultes comme pour les enfants, selon les indications exposées par le Dr Bettina Montaut-Verient.

L'implantation cochléaire est aujourd'hui une solution reconnue pour la réhabilitation des surdités bilatérales sévères à profondes, mais certains s'interrogent sur ses **bénéfices pour les patients**, notamment en termes de qualité de vie, notion difficile à appréhender. Or, les résultats d'une étude menée au CHU de Nancy, et présentée par le Pr Cécile Parietti-Winkler, montrent que l'implantation cochléaire

contribue à améliorer la qualité de vie des patients.

Enfin, le rôle essentiel mais souvent méconnu de **l'orthophoniste**, à la fois dans le bilan pré-implantation et la préparation des patients les plus jeunes, et surtout dans la rééducation post-implantation, a été mise en exergue par **Mme Catherine Courier**, orthophoniste au CHU de Nancy.

On ne pouvait envisager meilleure conclusion à ces interventions que la voix des patients eux-mêmes, pour expliquer, au travers d'un film réalisé par les équipes du CHU de Nancy, **ce que l'implant cochléaire a changé dans leur vie** : le plaisir de (ré) entendre la voix de leurs proches ou la musique, de partager une conversation téléphonique, ou encore l'exercice d'une activité professionnelle.

Les 5 points clés à retenir

1. Le diagnostic : des outils simples d'utilisation et efficaces sont aujourd'hui accessibles pour dépister le plus précocement possible la surdité, y compris aux médecins généralistes.

Le dépistage, aujourd'hui réalisé dès la naissance, et la bonne orientation des patients, sont déterminants dans la réussite de leur prise en charge. Même dans les cas de surdités majeures, des solutions existent.

2. Les progrès, tant au niveau des technologies utilisées par les fabricants que de la chirurgie, permettent de proposer des **systèmes d'implants auditifs** efficaces et fiables aux patients, en fonction des types et des degrés de surdité. Notamment **l'implant cochléaire** est indiqué dans les cas de **surdité de perception bilatérale sévère 2^{ème} degré à profonde**.

L'implantation cochléaire est une solution de réhabilitation reconnue et éprouvée, qui a permis d'améliorer la qualité de vie de plusieurs centaines de patients.

3. Les indications d'implantation cochléaire :

Chez l'adulte :

- Pas de limite d'âge supérieure, mais évaluation psychocognitive préalable du sujet âgé.



- Discrimination inférieure ou égale à 50% lors de tests d'audiométrie vocale (listede Fournier oué quivalent) pratiqués à 60dB, en champ libre, avec prothèses bien adaptées.

Chez l'enfant :

- Implantation la plus précoce possible chez les sourds pré-linguaux.
- Dans le cas d'une surdité profonde, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque le gain prothétique ne permet pas le développement du langage.
- Dans le cas d'une surdité sévère, elle est indiquée lorsque la discrimination est inférieure ou égale à 50% lors de tests d'audiométrie vocale adaptée à l'âge de

l'enfant, pratiqués à 60 dB, en champ libre, avec des prothèses bien adaptées.

4. Le centre d'implantation est organisé autour d'une équipe multidisciplinaire, réunissant les compétences suivantes : **chirurgien** (expérimenté en chirurgie otologique), **médecin ORL audiologiste**, **orthophoniste**, **psychologue**, **audioprothésiste**, **radiologue** spécialisé en imagerie otologique.

Son rôle consiste à assurer le bilan et l'évaluation préopératoire, l'implantation chirurgicale, les bilans orthophoniques et le suivi à long terme, ainsi que les réglages.

5. Le rôle de l'orthophoniste est essentiel et souvent oublié dans la prise en charge des surdités modérées à sévères (surtout chez le sujet âgé). Son rôle est également majeur lors d'une implantation ocléaire : à la fois pour le bilan pré-implantation, mais surtout pour la réhabilitation.

Des outils de réhabilitation ont été développés par la société Oticon Medical.

Ces supports sont dédiés à l'accompagnement des orthophonistes dans leur travail de rééducation, et sont disponibles sur simple demande.

Diplôme d'Etat d'audioprothésiste Formation des maîtres de stage Collège National d'Audioprothèse

Accueillir un stagiaire est souvent l'occasion de remettre en question sa propre pratique et de tisser un lien fort entre les générations d'audioprothésistes.

Ce rôle de tuteur valorise le métier auprès des patients mais soulève de fréquentes questions :

- Quelles sont les connaissances et savoir-faire des étudiants audioprothésistes en formation ?
- Quels sont les objectifs des stages ?
- Comment concilier la formation d'un stagiaire et l'activité d'un laboratoire d'audioprothèse ?
- Comment organiser la progression et l'évaluation d'un stagiaire ?
- Comment encadrer la préparation au mémoire ?

Vous êtes déjà maître de stage agréé mais vous vous posez ces questions, inscrivez-vous à la formation des maîtres de stage, organisée conjointement par les écoles de formation et le CNA.

Pour cette seconde session, la formation est gratuite.

Elle aura lieu à Fougères, lundi 9 mars 2015, à l'Ecole d'Audioprothèse de Fougères – 1 Rue de la Moussais – 35300 FOUGERES – de 9h30 à 12h30 et 13h30 à 17h00.

Renseignements : cna.paris@orange.fr



Recommandations du BIAP

Recommandation biap 06/11 : Appareillage auditif chez l'enfant dans la première année

Chez l'enfant sourd, la maturation des fonctions neurosensorielles, dont les voies auditives et les processus de développement du langage, est d'autant plus favorisée par l'appareillage que celui-ci est précoce et de qualité.

L'appareillage auditif de l'enfant diffère considérablement de celui de l'adulte.

1. Éléments du bilan d'orientation prothétique

La base indispensable du succès de l'appareillage auditif est la mesure du seuil de l'audition. Celle-ci doit se faire séparément pour chaque oreille et pour chaque fréquence. Pour pouvoir assurer une concordance des résultats obtenus, il faut tenir compte de tous les bilans des différents procédés audiométriques.

Cela comprend dans la première année : l'otoscopie, les résultats de l'audiométrie comportementale, la tympanométrie (226Hz et 1000Hz), les otoémissions acoustiques (TEOAEs et DPOAEs), les épreuves électrophysiologiques avec recherche de seuils au click et spécifiques en fréquence (autant que possible avec l'écouteur inséré dans le conduit auditif et si c'est nécessaire en utilisant la conduction osseuse).

Ces informations transmises par le médecin à l'audioprothésiste seront complétées par les tests spécifiques du processus d'appareillage.

2. Situations auditives

Les situations auditives à l'âge du nourrisson diffèrent de celles de l'âge adulte. Les enfants dans la première année se trouvent souvent allongés, assis sur les genoux ou dans les bras de leurs parents. Au début, ils ne disposent pas encore du contrôle du mouvement de leur tête. Avec une mobilité croissante, les situations auditives changent continuellement. En conséquence, il faut faire évoluer le gain en fonction de la psychomotricité de l'enfant (effet larsen-LTASS différent). Long Term Average Speech Spectrum.

3. Conditions anatomiques

Le pavillon de l'oreille et le conduit auditif se composent d'un tissu très flexible. Le conduit auditif est plus étroit, plus court et encore droit, le volume est beaucoup plus petit. Par rapport à l'adulte, la pression sonore est plus élevée et la fréquence de résonance se décale vers les aigus. Pour ces raisons, le réglage des appareils auditifs doit se faire au moyen de mesures techniques qui prennent en considération l'évolution de la fonction de transfert individuelle de l'oreille (la mesure du RECD). Real Ear Coupleur Difference.

4. Embouts

Chez le jeune enfant et du fait de ces particularités anatomiques, la prise d'empreinte implique la nécessité d'une grande expérience afin d'assurer la réalisation d'embouts de qualité et de réduire les risques d'apparition du larsen. Lorsqu'un problème de larsen est rencontré, il est recommandé de mesurer l'étanchéité acoustique de l'embout ou d'en refaire un plus efficace. Pour minimiser les risques traumatiques, l'utilisation de matière souple est recommandée.

5. Processus d'appareillage

La mesure RECD intègre les qualités acoustiques du conduit de l'enfant et l'influence acoustique de l'embout à l'aide d'une sonde dans le conduit auditif. Après la mesure, l'adaptation d'appareils auditifs peut débuter de manière simulée, sans autre mesure sur l'enfant. L'utilisation d'une méthode d'appareillage spécifique à l'enfant (DSL m[i/o] v 5.0 ou NAL-NL2...) est recommandée comme algorithme de réglage initial. Les résultats des calculs des algorithmes et le réglage des appareils auditifs doivent être contrôlés au moyen du SPLogram, de mesures audiométriques et de l'observation de l'évolution de l'enfant. Il est important de souligner l'utilisation d'instruments de mesures disposant de signaux simulant la parole (réf. Par Thomas W).

Grâce au SPLogram, on a la preuve d'une transmission optimisée d'un spectre vocal à long terme (LTASS). Cela signifie que les sons faibles et forts de la parole sont transférés dans le champ dynamique résiduel de l'enfant. Le cas échéant, les

raisons d'une transmission insuffisante des sons faibles et des fréquences aiguës doivent être justifiées.

Les appareils de type contour d'oreille sont les plus recommandés pour l'appareillage du tout jeune enfant. Ils doivent être solides et disposer d'une haute flexibilité de réglage pour pouvoir corriger des surdités complexes et évolutives. Ils doivent être équipés d'une entrée-audio et d'un blocage de piles. Les traitements du signal modifiant l'amplification acoustique (les multi-microphones, les réducteurs de bruit, les multi-programmes, le contrôle de volume, ...) doivent être désactivés. Pour contrôler un éventuel effet larsen, seuls les systèmes travaillant en opposition de phase doivent être utilisés.

6. Contrôle de l'efficacité et évaluation

Le contrôle final doit être documenté au moyen de SPLogram, d'une mesure du gain prothétique fonctionnel en champ libre (audiométrie comportementale) et de questionnaires d'observation pour les parents et les professionnels participants à la rééducation. Il faut démontrer que les appareils auditifs sont portés sans sifflements et sont bien acceptés par l'enfant. Le SPLogram doit démontrer une transmission de niveau moyen de la parole avec une dynamique de 30 dB dans le champ auditif résiduel de l'enfant.

Dans la première année, la mesure de l'audition doit être ré-évaluée régulièrement. Un contrôle du fonctionnement et des réglages des appareils, des valeurs de RECD et du gain prothétique fonctionnel est également nécessaire (croissance, état de l'oreille moyenne). Une modification de l'audition doit être communiquée à l'équipe en charge de la rééducation précoce de l'enfant. En outre le bilan orthophonique doit être effectué régulièrement. Pendant l'appareillage, les parents doivent être informés du service, des soins, des accessoires et des aides techniques supplémentaires. Au moment de la délivrance des appareils auditifs, une « carte des appareils auditifs » et une documentation est à remettre aux parents. L'appareillage dans la première année est une tâche multidisciplinaire qui demande une coopération étroite de toutes les disciplines spécialisées participantes !



Recommandation BIAP 06.8 , 07 , 21
2-3 , 25.1

Littérature

1. MCHAS, Guideline on Hearing Aid Fitting, verification et evaluation in children, UK 2005
2. Canadian Working Group on Childhood Hearing, en 2005
3. Pediatric Amplification Protocol, les Etats-Unis AAA, en 2003
4. Guideline for Audiologic Assessment of children from birth to 5 years of age, ASHA, USA 2004
5. Papier de consensus à l'approvisionnement d'appareils auditifs dans l'enfance, vers.3, DGPP, Allemagne 2007
6. The DSL Method for Pediatric Hearing instrument Fitting : tendances dans l'amplification Volume 9, number 4, en 2005
7. Audiométrie comportementale du très jeune enfant, Monique Delaroche, Edition De Boeck - Université 2001

Cette recommandation a été réalisée avec une collaboration multidisciplinaire

Président de la commission : Thierry RENGLET

Membres de la commission : Ajuarez Sanchez (Espagne), Ahsen Enderle-Ammour, B. Azema (France), E. Bizaguet (France), A. Bohnert (Allemagne), H. Bonsel (Allemagne), C. Dagain (France), Y. Dejean (France), J. Dehaussy (France), M. Delaroche (France), L. Demanez (Belgique), M. Drach (Allemagne), (Allemagne), F. Fagnoul (Belgique), A. Korzon (Pologne), H. Kraase (Allemagne) F. Kuphal (Allemagne), G. Lux-Wellentof (Allemagne), G. Madeira (Belgique), R. Melo (Portugal), C. Renard (France), Cl. Vander Heyden (Belgique), P. Verheyden (Belgique), Th. Wiesner (Allemagne).

Bordeaux, le 1er mai 2009

Annexe n°1 à la recommandation 06/11 : « Les écouteurs inserts »

Audiométrie aux inserts

Peu utilisée en Europe où l'audiométrie au casque est la règle. L'audiométrie aux inserts couplés aux embouts auriculaires sur mesure de l'enfant doit être recommandée.

De nombreuses méthodologies de calcul du gain sont en effet simplifiées lors de l'utilisation de cette technique qui prend en compte les données anatomiques du conduit auditif et de la cavité résiduelle.

Il est à signaler que certains fabricants proposent aujourd'hui des mesures audiométriques directes au départ de leurs aides auditives. Cette possibilité n'est pas identique à la technique de l'audiométrie aux inserts.

Avantages :

- 1) Technique adaptée à toutes les dimensions du périmètre crânien
- 2) Prend directement en compte la forme anatomique du conduit auditif externe
- 3) Très efficace chez le très jeune enfant au niveau des réactions d'orientation investigation du fait de la légèreté du dispositif
- 4) Atténuation directe du bruit de fond environnant
- 5) Peu de transfert transcrânien rendant le besoin de masking controlatéral moins important, ce qui est un avantage dans le cadre de l'audiométrie du jeune enfant
- 6) Procédure d'hygiène simplifiée
- 7) Les modes de conditionnement habituels de l'enfant peuvent être utilisés
- 8) Si l'étalonnage est réalisé en utilisant le dB SPL, les valeurs mesurées peuvent être intégrées sans correction dans les techniques de calcul du gain utilisant le SPL-o-gram
- 9) Procédure permettant une audiométrie oreilles séparées

Contraintes :

- 1) nécessite un étalonnage spécifique. La calibration doit se faire suivant la norme ANSI S3.6-1996 en utilisant un coupleur 2 cc
- 2) Dynamique réduite (limitée à 100 à 110 dB HL) par rapport à des écouteurs externes de type TDH39.

Mise en place après otoscopie :

On préconise l'utilisation de l'embout sur mesure.

La longueur du tube allant de la sortie de l'adaptateur à la sortie de l'embout doit être de 20 mm.

Dans le cas d'une utilisation d'un embout mousse déformable, son positionnement normal pour une mesure fiable et répétitive doit faire rentrer la surface externe de l'embout moussant à 2 à 3 mm de l'intérieur du conduit auditif externe.

Protocole de mesure :

Le protocole de mesure est réalisé suivant les mêmes modalités que l'audiométrie au casque. Les graphiques audiométriques utilisés dépendent de la calibration en SPL ou en HL.

Références :

Insert earphones for more interaural attenuation : Mead C. Killion, PhD, Laura A. Wilber, PhD, and Gail I. Gudmundsen, MA Hearing Instruments, Vol. 36 n°2, 1985

Comparison of the noise attenuation of three audiometric earphones, with additional data on masking near threshold E.H. Berger, Mead C. Killion J. Acoust. Soc. Am. 86 (4), October 1989

Comments on "Earphones in audiometry" Mead C. Killion, Edgar Vilchur. J. Acoust. Soc. Am. 85 (4), April 1989

Reference thresholds for the ER-3A insert earphone. Laura Ann Wilber, Barbara Kruger, Mead C. Killion. J. Acoust. Soc. Am. 83 (2), February 1988

Bruges, mai 2010

Annexe n°2 à la recommandation 06/11 : « Le SPL-O-Gram »

L'appareillage de l'enfant impose une rigueur dans la maîtrise des paramètres de réglages (niveau d'amplification, bande de fréquences...) et dans le contrôle des seuils atteints avec appareillage. La procédure doit permettre de vérifier que les objectifs sont atteints et de prévoir les limites de cet appareillage.

Une interprétation correcte doit permettre d'établir une relation entre les caractéristiques acoustiques des appareils auditifs et le seuil audiométrique individuel de l'enfant. Si celui-ci est difficile à obtenir subjectivement chez les tous jeunes enfants, il faut employer les potentiels acoustiques évoqués à fréquences spécifiques. Pour comparer directement les résultats obtenus aux tests audiométriques et les mesures acoustiques des appareils auditifs, il est nécessaire de porter toutes les valeurs clairement sur un même diagramme. Un tel support est possible avec un SPL-O-Gram ; Le seuil liminaire est converti en SPL.

Il faut veiller à ce que le bilan d'orientation prothétique prenne en compte :

- La courbe individuelle RECD ou du moins la valeur moyenne correspondante à l'âge (disponible à intervalles d'un mois pour les bébés)



- Le CDD, si et seulement si l'on a utilisé un casque de type TDH39
- Les valeurs individuelles du seuil d'inconfort ou du moins les valeurs moyennes du seuil supraliminaire (selon PASCOE-WERTE)

Le SPL-O-Gram, en se basant sur le RECD ou le REDD, proposera les valeurs finales de gains obtenus aux différents niveaux d'entrée grâce aux méthodes prescriptives d'appareillage et le niveau de sortie maximal.

Utiliser le signal vocal ISTS pour les prothèses numériques, serait l'idéal. Il est alors possible de définir le champ dynamique de la parole transféré à l'aide d'une présentation de percentile par la prothèse auditive en relation avec le champ dynamique résiduel de l'enfant. Il est ainsi facile d'examiner, si les résultats des méthodes prescriptives, ont été atteints.

Pour l'audioprothésiste, pour tous les autres spécialistes intervenants dans l'appareillage, pour l'enfant ou ses parents, il sera aisé de visualiser les fréquences conversationnelles qui sont perceptibles à travers le réglage de la prothèse. Ils découvriront, en outre, la zone non perceptible malgré un réglage optimum.

Partant du fait que les tests audiométriques sont fiables, le contrôle de l'efficacité de l'appareillage peut se faire sans la participation directe de l'enfant.

Il est malgré tout obligatoire de finaliser l'efficacité de l'appareillage par des tests subjectifs (gain prothétique, tests vocaux, questionnaires...) à fin de s'assurer de sa validation.

From "audiometer dB(HL) threshold values" to "simulated real ear values in dB (SPL)" :
Athènes, 05/2011

Recommandation biap 28/2 : Education auditive : objectifs et méthodologie.

Préambule

Intérêts de la sensibilisation précoce à l'environnement sonore.

La maturation du système auditif se poursuit pendant quelques années après la naissance ; il faut donc envisager de prendre en considération l'existence d'une période critique de développement.

Pendant cette période, lors de laquelle la plasticité cérébrale est optimale, l'effet conjugué de l'exposition naturelle, de l'éveil à un environnement sonore riche et varié et chez l'enfant sourd, d'un appareillage auditif précoce favorise le développement des capacités auditives de l'enfant. (Cf. appareillage précoce / CT 06.11 et CT 07).

Les zones auditives corticales peuvent, en l'absence de stimulations sonores

suffisamment précoces, régulières et de qualité, être colonisées par des neurones provenant d'autres voies. Sans exclusion d'autres stimulations, il convient d'agir tôt, avant que ces modifications structurelles n'apparaissent et ne s'installent durablement.

La perception auditive permet à tout sujet d'évoluer vers l'autonomie en utilisant les informations sonores environnementales qui contribuent à son développement psychologique, psychomoteur, cognitif, langagier et social.

Afin de contribuer au développement optimal des capacités perceptives et de la mémoire auditive, l'éducation auditive met en œuvre la polysensorialité du sujet : les voies visuelles, tactiles, kinesthésiques, somesthésiques et auditives sont exploitées.

Les différentes stimulations sonores (bruits, musique, éléments pertinents de la voix et de la parole) seront progressivement utilisées.

Pour le sujet sourd, l'amélioration des capacités auditivo-perceptives dépendra :

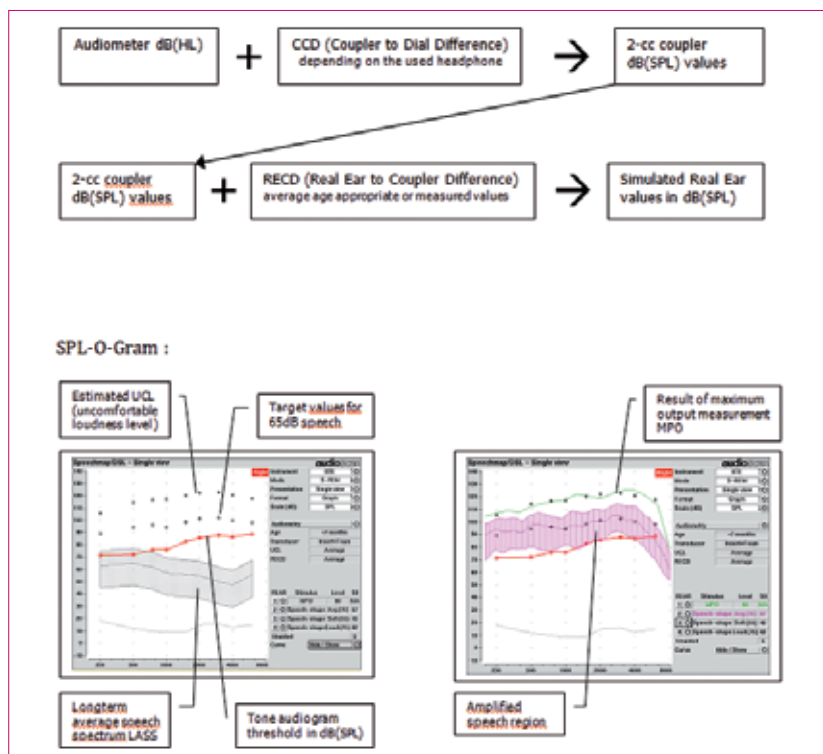
- de l'étiologie de la surdité
- de la présence ou l'absence de troubles associés
- du degré de surdité
- de l'âge du sujet au moment de la survenue de la surdité
- de l'âge du sujet au moment de l'appareillage
- de l'âge du sujet au moment de la rééducation
- de l'implication de l'environnement familial du sujet (en particulier chez l'enfant)
- de l'implication et des possibilités du sujet lui-même

Objectifs de l'éducation auditive

S'approprier le monde sonore

Même si l'éducation auditive vise principalement à l'amélioration de la boucle audio-phonatoire, elle participe au développement de la perception des informations acoustiques de l'environnement sonore du sujet, à leur traitement et à leur mise en mémoire. Il convient donc de stimuler le traitement des signaux sonores de différentes natures afin d'entraîner conjointement les aires cérébrales concernées :

- l'hémisphère gauche pour les sons présentant des modifications temporelles (traitement phonologique, syllabique avec changements de points d'articulation).





- l'hémisphère droit pour les sons présentant des modifications spectrales.

Stimuler le décodage phonologique

L'éducation auditive favorise le développement des représentations phonologiques et la prise de conscience du sens (apprentissage implicite et explicite).

Développer la métaphonologie

L'éducation auditive favorise l'analyse des éléments pertinents de la parole par le sujet. Elle contribue ainsi à l'amélioration de ses capacités métaphonologiques.

Développer la compréhension du langage

Remarque: le décodage phonologique en lien avec le déchiffrement exercé lors de l'apprentissage de la lecture permet au sujet de reconnaître la forme phonologique des mots dont il connaît le sens.

Méthodologie

- Les stimulations seront très précoces et polysensorielles: auditives, visuelles, kinesthésiques, somesthésiques, vibrotactiles pour devenir progressivement essentiellement auditives.

- Un programme d'entraînement auditif sera établi et régulièrement évalué

L'entraînement auditif sera régulier et fréquent*; il tiendra compte des potentialités du sujet dans le choix des stimulations acoustiques et des situations et/ou des tâches proposées. (*une séance hebdomadaire au minimum)

- L'entraînement auditif sera ludique et plaisant chez le sujet afin de conserver une appétence suffisante et de susciter des émotions qui amélioreront la mémorisation des informations.

- La famille participera à l'éveil auditif dans le cadre de la vie quotidienne et contribuera aux progrès du sujet. La surstimulation et les attitudes expérimentales seront évitées. Les découvertes seront commentées. L'évocation et la mémorisation seront stimulées.

Les perceptions travaillées dans le cadre des séances d'éducation auditive doivent être traitées puis stockées par le cerveau. Celui-ci pourra, après les avoir apprises et conservées, les retrouver pour si besoin les émettre (émission orale).

Les informations auditives issues de notre environnement après avoir été traitées dans notre mémoire sensorielle, le seront par la mémoire à court terme (mémoire de travail) et à long terme.

Il conviendra alors d'établir des liens avec les processus de catégorisation afin de favoriser l'apprentissage puis la rétention des informations auditives. Les catégoriser (général / particulier) facilite les opérations mnésiques. Les traces mnésiques seront alors consolidées.

Etapes de l'éducation auditivo-perceptive **:

- Favoriser la détection : (cf. recommandation 28-1)

Capacité du sujet à réagir à la présence d'un stimulus, à faire la différence entre le silence et le bruit.

- Intéresser le sujet à son environnement sonore.
- Entraîner l'attention auditive (alerte, attention sélective, attention soutenue).

Favoriser les discriminations (cf. recommandation 28-1)

Capacité du sujet à déterminer si les stimuli sonores sont identiques ou différents.

- Diversifier les sons et les bruits
- Utiliser d'abord des stimuli sonores très différents puis progressivement plus proches.

Favoriser les reconnaissances/ identifications

Capacité du sujet à reconnaître, par analogie, une configuration acoustique mémorisée. (cf. recommandation 28-1)

- Reconnaître les sons de la parole, de la musique et les bruits de l'environnement.

Les représentations mentales que le sujet va évoquer en associant contextuellement un stimulus sonore et son origine vont favoriser le développement d'une base de données auditive. Ces associations vont faire sens.

Favoriser la compréhension : capacité d'attribuer à une forme verbale sa valeur sémantique. (cf. recommandation 28-1)

- Comprendre le sens de la langue orale (contribuer implicitement à développer le lien oral/écrit)

** : Pour le sujet sourd, prendre soin de sélectionner des stimuli sonores perceptibles (cf. audiogramme tonal et contrôle prothétique).

Athènes, le 1^{er} mai 2011

Annexe : items d'éducation auditive

Tous les items pourront être proposés dans le silence et avec un bruit de fond variable à adapter aux capacités et aux besoins du sujet (varier le rapport signal/bruit). Le développement de la boucle audio-phonatoire peut être travaillé à chaque étape.

DETECTION de matériel non verbal

- Jouets sonores, onomatopées, cris d'animaux...
- Recherche de l'origine du bruit
- Jeux auditivo-moteurs
- Scènes auditives (représentations significatives de l'environnement sonore)

DETECTION du signal de parole

- Réactions sonores à : techniques de conditionnement, chaise musicale...
- Réactions aux aspects prosodiques (intonation, timbre, rythmes)
- Travail de la boucle audio-phonatoire (contrôle de la voix)
- Lien de cause à effet entre une stimulation verbale et l'émergence du son par le corps

DISCRIMINATION de matériel non verbal

- Jeux phoniques/sonores: comparaison de paires au niveau de la fréquence, de la longueur, de l'intensité; réduction des
- Réactions spécifiques à un stimulus sonore précis (celui à discriminer)
- Comparaisons des stimulations acoustiques favorisant l'évocation linguistique ou non d'hypothèses.

DISCRIMINATION du signal de parole

- Matériel : paires minimales, logatomes/ mots significatifs
- Phonèmes/syllabes/mots/phrases/textes
- Indices prosodiques : durée, fréquence, rythme, intonation
- Intensité sonore forte puis décroissante, (solicitation de l'attention soutenue et sélective)



- Exploration de toutes les gammes fréquentielles
- Diversification des rythmes (bruits continus/discontinus)

Identification de matériel non verbal

- Parcours auditivo-moteurs (associant intensité/fréquence/durée et actions)
- Identification des bruits de l'environnement
- Classification (regroupements par catégories) des bruits de l'environnement (bruits des éléments naturels, des machines, cris d'animaux...)
- Classification (regroupements par catégories) des sons musicaux (instruments à percussion, à vent, à cordes...)
- Identification de rythmes, de séquences rythmiques
- Identification de sons musicaux

Identification de matériel verbal

Voyelles

- Des voyelles de fréquences opposées pour proposer progressivement des voyelles de fréquences proches.
- Des voyelles nasales
- D'une même voyelle dans des syllabes différentes
- D'une même voyelle dans des mots où elle figure une ou plusieurs fois.
- D'un intrus
- De paires minimales.

Consonnes

- Des traits acoustiques : occlusives opposées à constrictives, voisées opposées à non voisées, orales opposées à nasales.
- De la position de la consonne dans le mot
- D'un intrus

Mots

- En listes fermées, thématiques et ouvertes.
- De longueurs différentes
- De composantes fréquentielles différentes
- D'un intrus

Phrases

- Phonétiquement proches
- D'intonations différentes
- Des phrases dont le début, le milieu ou la fin est identique ou différente
- De longueurs et de complexité syntaxiques différentes
- Des phrases en rapport avec un thème
- Des phrases en lecture indirecte

Compréhension

Situations interactives

- Questions/réponses (avec questions au début à choix fermé, puis autour d'un thème déjà choisi, puis ouvert).
- Consignes simples et complexes
- Dialogues avec et sans lecture labiale
- Dialogues au téléphone.

Cette recommandation est basée sur une collaboration multidisciplinaire.

Président : M. Franzoni (France)
 Vice-présidente : M. Nicolay-Pirmolin (Belgique)
 Vice-présidente : M. Delaroché (France)
 Secrétaire : M.H. Chollet (France)
 Membres : G.Bescond (France), M.C.Biard (Belgique), B.Charlier (Belgique), J.P.Demanez (Belgique), S.Demanez (Belgique), T.Guichard (Belgique), C.Hage (Belgique), N.Herman (Belgique) C.Lavis (Belgique), L.Peyracchia-Mattéodo (France), T.Stoquart (Belgique).

Bibliographie.

- Bigand.E & Mc.Adams.1994. Penser les sons.
 Chevalier.B. Platel.H. EUCTACHE.F. De Boeck 2006. Le cerveau musicien. Neuropsychologie et psychologie cognitive de la perception musicale.
 Dehaene.S & Petit.C. 2009. Parole et musique, aux origines du dialogue humain. éd.O.Jacob.
 Delaroché.M.2001.Audiométrie comportementale du très jeune enfant .éd. De Boeck
 Demont.E – Lutz M.N. Solal 2007. L'acquisition du langage et ses troubles
 Jany Lambert- Jean-Luc Nespoulous. Perception auditive et compréhension du langage. Solal 1997.
 Lorenzi.C & coll.2007.Rôle des informations d'enveloppe temporelle et de structure temporelle fine dans l'intelligibilité de la parole chez les sujets entendants et malentendants.éd.Les cahiers de l'Audition.vol.20.
 Rossi.J.P.De Boeck 2008. Psychologie de la compréhension du langage.

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

Oticon Medical
Systèmes Auditifs Implantables
permettant à tous les utilisateurs
d'accéder au monde merveilleux du son



**Because
sound
matters***



**Parce que chaque son a de la valeur*

Systèmes d'implants à ancrage osseux - Ponto
Parc des Barbanniers, 3 Allée des Barbanniers
92230 Gennevilliers
Tél.: 01 46 24 75 34 – Fax : 01 41 43 23 29
info@oticonmedical.fr

Systèmes d'implants cochléaires
Digisonic® SP et Saphyr® neo collection
2720, Chemin Saint Bernard, 06224 Vallauris
Tél.: 04 93 95 18 18 – Fax : 04 93 95 38 01
info-ic@oticonmedical.fr

www.oticonmedical.fr
www.neurelec.com

oticon
MEDICAL

Les produits de la gamme Digisonic® SP et Saphyr®, fabriqués par la société Neurelec, sont destinés à la réhabilitation de l'audition chez des personnes souffrant de surdité de perception bilatérale sévère 2ème degré à profonde. Ces dispositifs médicaux, classés DMIA, sont marqués CE 0459.

Le système Ponto, fabriqué par la société Oticon Medical AB, est destiné à la réhabilitation de l'audition des personnes atteintes de surdités de transmission, de surdités mixtes ou de surdités neurosensorielles unilatérales au moins sévères. Ce dispositif médical, de classe IIa pour les processeurs vocaux externes et de classe IIb pour les implants et piliers, est marqué CE 9342. Ces dispositifs médicaux sont remboursés par les organismes d'assurance maladie. Lire attentivement la notice d'utilisation de ces dispositifs avant toute utilisation, et consultez la fiche de bon usage pour d'éventuels renseignements. 01/2015.



JANVIER 2015

12^{ème} Semaine du Son 2015

Du lundi 19 au samedi 24 janvier à Paris et du dimanche 25 janvier au 1^{er} 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/>



17^{èmes} Assises d'ORL

Du 29 au 31 janvier 2015

Nice

Au cours de ces deux jours et demi, vous trouverez un programme toujours renouvelé et riche de nouveautés avec des ateliers pratiques, des débats contradictoires, des sessions interactive avec vote de la salle, ainsi que de nombreuses démonstrations chirurgicales en direct. Vous aurez également l'opportunité de rencontrer dans la convivialité que vous savez si bien créer pour l'occasion, l'ensemble des professionnels des secteurs d'activités impliqués dans votre spécialité, pharmacie, implants, aides auditives, équipements médiagochirurgicaux, groupements associatifs...

info@assises-ork.fr - assises-ork.fr

Les 3^{ème} Assises d'audioprothèse

Vendredi 30 janvier 2015

Acropolis, Palais des congrès de Nice, salle 1, niveau 2.

Dans le cadre de ces 17^{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) sur le thème « Nouveautés technologiques et nouvelles applications. » Conférenciers : Bo Agnès, Collet Lionel, Johnson Jacob, Lina-Granade Geneviève, Lurquin Philippe, Ménard Mikaël, Norena Arnaud.

www.assises-ork.fr

MARS 2015

Colloque - Les distorsions cochléaires



Vendredi 13 et samedi 14 Mars 2015
Institut Libre Marie Haps
14 rue d'Arlon - 1050 Bruxelles

www.mariehaps.be



18^{ème} Journée Nationale de l'Audition Jeunes aujourd'hui, seniors demain

Judi 12 Mars 2015

Association JNA

<http://www.journee-audition.org/>

2^{ème} Forum ORL

Le 28 mars 2015

Espace St-Martin

199, bis rue St Martin - 75003 Paris

<http://forum-ork.org/>



AVRIL 2015

Congrès national des audioprothésistes

10, 11 et 12 avril 2015 au CNIT - Paris La Défense

Organisé par le Syndicat des audioprothésistes français - Unsaf, ce congrès est le grand rendez-vous français de la profession. Il propose chaque année conférences, journée pluridisciplinaire, ateliers et exposition des fabricants. Il permet des rencontres interprofessionnelles de tous les acteurs du marché français.



www.unsaf.org/



L'audition pour passion

DYAPASON recherche des audioprothésistes DE pour différents membres adhérents à son réseau.

Merci de faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée à :
Philippe Delbort 06 98 20 64 46
philippe.delbort@gmail.com



La Mutualité Française Aude recherche pour ses centres AUDITION MUTUALISTE

**un(e) audioprothésiste
(Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste)
en CDI.**

- Temps plein (33h) sur 4j/semaine
- Poste basé à Carcassonne (11) et à pourvoir immédiatement.
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)



Adresser votre candidature :

MUTUALITE FRANCAISE AUDE
Mlle Virginie ZIMOCH, Directrice Générale
63, rue Antoine Marty - 11000 CARCASSONNE
contact@mutualite11.com

Harmonie Services Mutualistes recrute en région Pays de la Loire des



Audioprothésistes

Postes basés en Maine et Loire, Mayenne, Loire-Atlantique & Vendée

Responsable de la clientèle de votre centre, vous contribuez à sa fidélisation et à son développement, dans le respect des valeurs de l'enseigne AUDITION MUTUALISTE.

Vous réalisez des tests audiométriques et vous assurez la sélection, l'adaptation, la délivrance et le suivi des appareils qui répondent le mieux aux besoins et à la satisfaction de vos patients.

Titulaire du diplôme d'état d'audioprothésiste, vous êtes autonome, votre sens commercial et vos qualités humaines sont reconnus.

Rejoignez un réseau d'audioprothésistes d'envergure nationale à l'écoute de vos aspirations !

CDI à pourvoir immédiatement

Temps plein sur 4 jours - Débutants acceptés

Veuillez adresser CV et lettre de motivation manuscrite sous la référence **MV2015** à Thomas Menu recrutement@hsm-harmonie.fr
Tél. : 02 51 44 19 07

www.nousrecrutonsdesaudios.com



Recherchons :

**AUDIOPROTHESISTES
en CDI, (temps plein ou partiel)**

- Postes à :
 - Charleville-Mézières (Ardennes)
 - Reims (Marne)
- Rémunération motivante à définir selon expérience
- Avantages sociaux (mutuelle, tickets restaurant, chèques vacances, CE...)

Merci d'adresser votre candidature (CV et lettre de motivation) à l'attention de :

Mutualité Française Champagne-Ardenne SSAM

11 rue de Elus
51100 REIMS

✉ azampaglione@utrc.a

☎ 03 24 33 68 42




Acuitis

La Maison de l'Optique et de l'Audition

La Maison Acuitis de St Jean de Védas (34) recherche un(e) Audioprothésiste en CDI à temps plein. Vous évoluerez dans un cadre jeune et dynamique.

Pour exercer pleinement votre métier, vous disposez d'un matériel très haut de gamme. Votre espace de travail est composé d'un vidéo-otoscope, une chaîne de mesure ainsi qu'un audiomètre Aurical, la mesure In vivo Free-fit et 3 écrans pour vous permettre une approche très professionnelle qui séduira vos futurs clients. Autonome dans votre organisation, vous assurez le développement de votre activité.

Contacteur : Philippe Bord
philippe.bord@acuitis.com
 06 18 90 29 89



Centre Mutualiste d'Audioprothèse recherche un(e) Audioprothésiste Diplômé(e) pour remplacement d'un congé maladie pour une période minimale d'un mois

- Temps partiel ou Temps plein.
- Matériel utilisé marque ISAKYS.
- Le Centre est situé à PARIS et est ouvert du lundi au vendredi de 9h30 à 18h00.
- Poste à pourvoir immédiatement.

Adresser votre candidature à
 Nadine ODERMATT - Assistante de Direction - MCAS
 01.42.76.12.58 - nodermatt@mc602.com



**La Mutualité Française Pas-de-Calais vous propose des postes, en CDI :
 D'AUDIOPROTHÉSISTES**

A temps plein (35 heures) pour ses laboratoires de l'audition de Saint Omer, de Fruges et d'Hesdin. Vous aurez pour mission de développer l'activité de ces deux laboratoires, en répondant aux besoins de la patientèle et en prenant en charge la gestion des laboratoires dans le respect de notre éthique. De statut cadre, votre rémunération sera fonction de votre profil. Vous bénéficierez également de tickets restaurants, de la Mutuelle d'Entreprise.

CV + lettre motivation à adresser :

Par mail : alouart@mut62.fr ou par courrier au :
 3, Rue Ernest de Lannoy - CS 40357 - 62026 ARRAS Cédex
 ou contacter André LOUART, responsable de la filière
 Optique/Audio au 06-71-76-35-94



**La Mutualité Française Haute Garonne recherche en CDI
 à temps plein ou temps partiel :**

Un/une AUDIOPROTHÉSISTE (H/F)

Débutant accepté et aide à la mobilité possible. Ce poste est à pourvoir sur la première couronne Toulousaine (Ramonville/l'Union) selon une date de prise de poste et des conditions à définir avec le candidat.

Merci de transmettre votre candidature (CV+ lettre de motivation) par e-mail à :
thomas.blanchin@mutualite-mhg.fr ou nous contacter au 06.21.21.67.32.

SIEMENS



binax
Innovation
Siemens.

www.siemens.fr/audiologie

binax. Au-delà des performances naturelles.**
L'innovation technologique.



BestSound™
Technology

Life sounds brilliant.™

*La vie some brillamment.

Décembre 2014. 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.

** Deux études cliniques ont montré que binax offrait une qualité d'audition supérieure à la normale dans certains environnements complexes (University of Northern Colorado, 2014 ; Oldenburg Hörzentrum, 2013). Par rapport aux personnes normo-entendantes, les personnes souffrant d'une perte auditive légère à modérée et portant les aides auditives Carat binax™ ou Pure binax™ équipées de la technologie Super Focus, ont vu leur seuil d'intelligibilité (SRT) gagner jusqu'à 2,9 dB en milieu sonore complexe.

VFUSION™

LA SOLUTION PRATIQUE, PERFORMANTE ET ÉCOLOGIQUE

Le chargeur de pile d'aides auditives VFusion de Starkey offre aux patients une technologie rechargeable dans un appareil compact et convivial.



PRATIQUE



PERFORMANT



ÉCOLOGIQUE

Avec vFusion, vous allez résoudre l'une des plaintes récurrentes des utilisateurs d'aides auditives : **LA VIE DE LA PILE !**

**Pour en savoir plus, contactez votre Responsable Régional
ou notre Service Clients.**

www.starkeyfrancepro.com
www.starkey.fr

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



L'audition est notre mission™