

# Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE  
DU COLLEGE  
NATIONAL  
D'AUDIOPROTHESE

Volume 26 - Novembre/Décembre 2013 - Numéro 6



## Dossier

Enseignement  
Post-Universitaire  
d'Audioprothèse 2013

Le bruit dans  
tous ses états



### Cas clinique

L'appareillage Power CROS  
Thomas ROY



### Notes de lecture

François DEGOVE



### Actualités

Formations, nominations...



### Veille Technique

Les innovations des industriels



### Veille acouphènes

Du bon usage du bruit blanc  
P. Lurquin, M. Real, M. Vannier



### Agenda

Evènements à venir



# Phonak Audéo Q

Petite taille. Grandes performances.

Voici Audéo Q, le tout nouveau membre de la plateforme révolutionnaire Phonak Quest. Dotée de la Technologie Binaurale VoiceStream™ cette nouvelle gamme de RIC offre une qualité sonore et des performances incomparables où cela compte le plus : dans les environnements d'écoute les plus difficiles. Phonak Audéo Q est disponible dans trois nouveaux designs et dans de nouveaux coloris élégants, avec une option bobine d'induction qui permet un port discret et un grand confort d'utilisation. Audéo Q garantit un taux d'adaptation nettement supérieur pour satisfaire davantage les clients qui peuvent utiliser leurs aides auditives dès leur premier rendez-vous. Audéo Q est disponible dans quatre niveaux de performances et chaque modèle propose une option générateur de bruit pour les acouphènes. Audéo Q est l'appareil dont vous et vos patients RIC avez toujours rêvé. Adressez-vous dès aujourd'hui à votre délégué commercial Phonak pour en savoir plus.

Pour en savoir plus sur la science derrière la plateforme Phonak Quest, visitez le site Web [www.phonakpro.com/evidence](http://www.phonakpro.com/evidence) -fr

**PHONAK**  
life is on



## 3 Editorial

Paul AVAN



## 5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



## 7 Dossier

- 7 Impact du bruit sur la santé : chiffres clefs, maladies professionnelles, législation**  
Alice DEBONNET-LAMBERT
- 9 Physiopathologie cochléaire et centrale : Impact du bruit, recherches en cours**  
Pr. Jean-Luc PUEL
- 11 Aménagement au poste de travail, traitement des structures : Isolement et absorption des bruits en milieu industriel**  
Joël DUCOURNEAU
- 14 Prévention et protection contre le bruit : Systèmes actifs et passifs**  
Eric HANS, Bernard HUGON
- 17 Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif**  
Mathieu PAQUIER
- 22 Impact du bruit sur la compréhension chez le déficient auditif : Spécificités de la surdité traumatique - Mesure du handicap**  
Arnaud COEZ
- 25 Déclin cognitif et prise en charge de la surdité : évaluation de la personne âgée**  
Isabelle MOSNIER
- 26 Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur L'HYPERACOUSIE...**  
Philippe LURQUIN
- 30 Anamnèse et cas cliniques**  
Thomas ROY
- 32 Réglage spécifique en milieu bruyant**  
Céline GUEMAS
- 34 Les accessoires HF, Wifi,...**  
Grégory GERBAUD
- 40 Mesures de l'efficacité : Audiométrie et analyse de l'essai en milieu social**  
Matthieu DEL RIO, Yves LASRY
- 44 Comment expliquer les limites de l'appareillage audioprothétique au patient et à sa famille ?**  
Eric BIZAGUET



## 46 Cas clinique

L'appareillage Power CROS

Thomas ROY



## 49 Notes de lecture

François DEGOVE



## 52 Veille acouphènes

Du bon usage du bruit blanc

Philippe LURQUIN, Maud REAL, M. VANNIER



## 58 Veille technique

BERNAFON - OTICON - SIEMENS - STARKEY - WIDEX



## 72 Actualités et agenda

## 79 Annonces

### Liste des annonceurs

Annuaire Français  
d'Audiophonologie - Cabinet Bailly  
Sonic - Oticon - Phonak  
Siemens - Starkey  
VIBRANT MED-EL - Widex

Les Cahiers de l'Audition

Nov/Déc 2013 - Vol 26 - 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 2013  
Vol. 26 N°6  
Imprimé par Néo-typo - Besançon

# Le Collège National d'Audioprothèse

Président	1 <sup>er</sup> Vice Président	2 <sup>e</sup> 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	Jérôme JILLIOT	François LE HER	Arnaud COEZ

## Membres du Collège National d'Audioprothèse

							
Kamel ADJOUT	Patrick ARTHAUD	Jean-Claude AUDRY	Bernard AZEMA	Jean BANCONS	Jean-Paul BERAHA	Hervé BISCHOFF	Geneviève BIZAGUET
							
Jean-Jacques BLANCHET	Daniel CHEVILLARD	Christine DAGAIN	Ronald DE BOCK	Xavier DEBRUILLE	François DEGÔVE	François DEJEAN	Jean-Baptiste DELANDE
							
Xavier DELERCE	Matthieu DEL RIO	Charles ELCABACHE	Robert FAGGIANO	Stéphane GARNIER	Thierry GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD
							
Céline GUEMAS	Bernard HUGON	Yves LASRY	Maryvonne NICOT- MASSIAS	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**

La motivation du choix du thème de l'EPU 2013, dont les conférences constituent le dossier de ce numéro, est explicite dans la conclusion rédigée par le Président du Collège, Eric Bizaguet : le bruit, protéiforme, est l'ennemi du malentendant et de ceux qui s'occupent de lui. Ce bruit est condamné à jouer ce rôle d'ennemi, de par sa « simple » définition : il est indésirable! Mais que veut dire indésirable ? La part de subjectivité est vite mise de côté, hormis lorsque la notion de confort est abordée, pour que ce dossier se focalise sur deux aspects objectivables, le bruit comme source de danger et comme gêne à la communication.

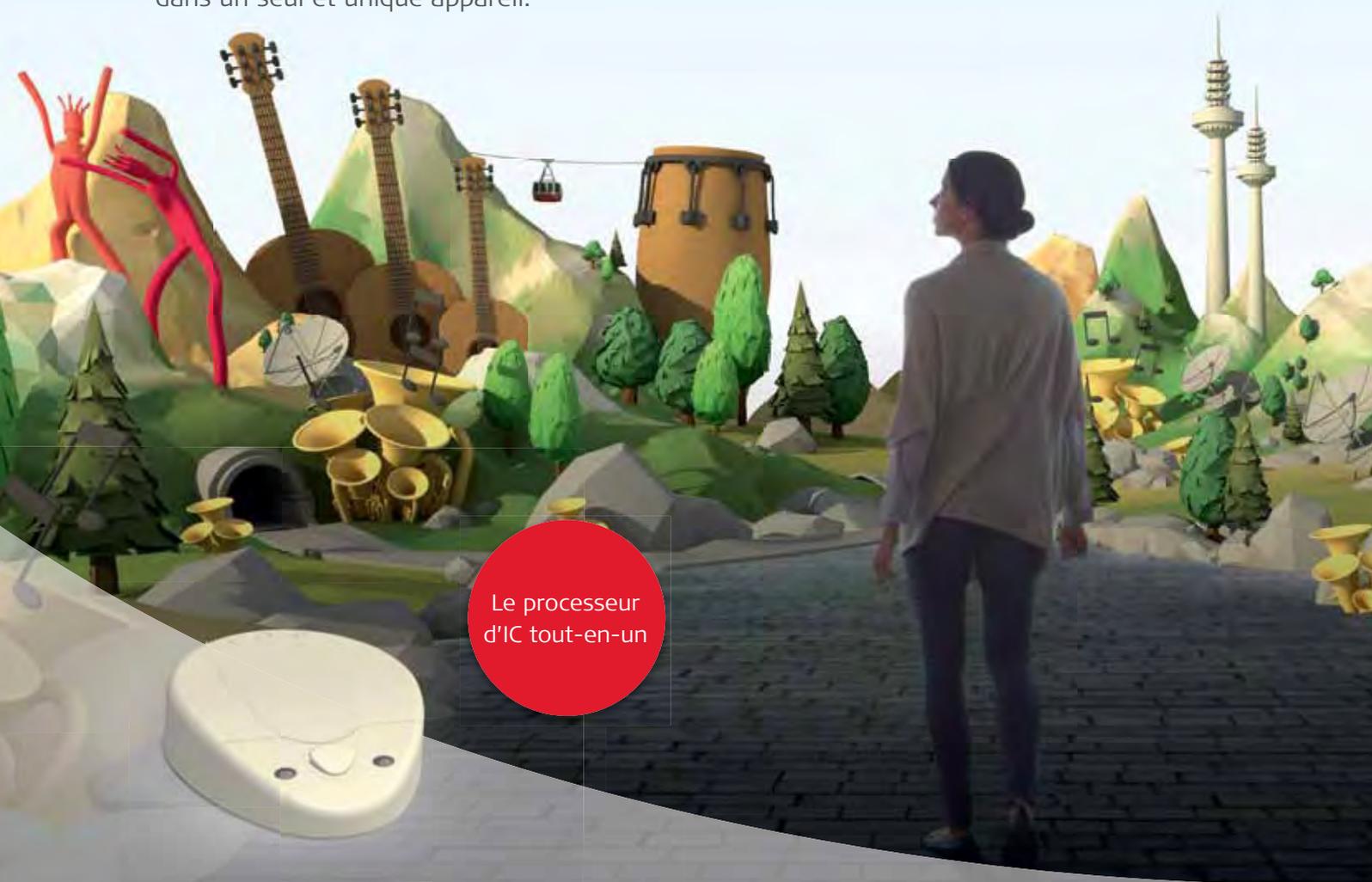
Pour que le malentendant accepte de relever le challenge qui l'attend, et qui le forcera à des compromis, il faut lui expliquer la nature de son ennemi, ses armes et ses faiblesses. L'actuel dossier, constitué grâce à un panel d'intervenants qui illustre bien la diversité et la profondeur des compétences mises en jeu, ouvre de nombreuses pistes explicatives dont le contenu conceptuel et les fondements scientifiques et techniques dépassent largement ce qu'il aurait été possible de compiler il y a seulement 30 ans. Cette mise à jour est opportune et pédagogique. Elle souligne aussi les lacunes qu'il conviendra de combler. Même en laissant de côté les sujets de recherche scientifiques encore trop fondamentaux, on peut cependant aisément distinguer quelques exemples aux conséquences pratiques évidentes. La notion d'inégalité des patients, face à l'impact délétère du bruit sur leur compréhension, même à degré de perte auditive donnée, repose sur les causes physiopathologiques de cette perte, et rien qu'au niveau des neurones cochléaires, on identifie déjà une cause de variabilité dont l'exploration n'est pas effectuée en routine. La plasticité de mieux en mieux documentée des connexions centrales donne une base scientifique aux effets d'entraînement qui poussent à une utilisation précoce et intensive d'un appareillage, et peut-être à une rééducation plus systématisée. Parmi les problèmes naguère jugés les plus épineux, l'hyperacousie bénéficie d'un meilleur cadre de compréhension qui commence à suggérer des pistes thérapeutiques. Enfin partant d'une situation de déni, les surdités unilatérales, notamment à la suite d'un traumatisme, voient non seulement leur impact reconnu mais une prise en charge plus réaliste et moins empirique se dessiner.

Cette nouvelle donne vis-à-vis de la problématique du bruit lésant pourvoyeur de surdités, mais aussi du bruit gênant responsable d'appareillages décevants, justifie de plus en plus solidement l'action de l'audioprothésiste, son temps passé, la confiance grandissante des utilisateurs d'aides auditives dans sa capacité à peaufiner des solutions d'écoute pour ses patients. Il en ressort aussi le besoin croissant que certains professionnels ressentiront, lorsque leur pratique les confrontera à des cas difficiles, d'approfondir leur formation universitaire. Le besoin s'accroît d'ouvrir des filières à une reconnaissance en tant qu'audiologiste, dans une niche non encore occupée en France mais de plus en plus nécessaire aux patients en difficulté, au carrefour entre clinique, paillasse d'institut de recherche et laboratoire d'audioprothèse.

**Paul Avan**

# Un monde sonore dans un seul et unique appareil

Ecoutez votre musique préférée, partagez avec votre entourage les événements de la vie ou écoutez les sons de la nature. RONDO vous apporte tout cela et encore plus dans un seul et unique appareil.



Le processeur  
d'IC tout-en-un

## RONDO<sup>®</sup> Placez-le et profitez-en, tout simplement

medel.com



2401212\_0

Le dispositif RONDO est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA inscrit à la LPP sous le numéro 3471600. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : Surdités neurosensorielles (surdités de perception) bilatérales sévères à profondes, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique conventionnel. Ces indications sont décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) relatif à l'inscription de systèmes d'implants cochléaires et du tronc cérébral au chapitre 3 du titre II et au chapitre 4 du titre III de la liste des produits et prestations remboursables prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale et dans l'arrêté du 30 Août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012) relatif à l'extension des indications concernant l'implantation cochléaire bilatérale chez l'enfant pour des implants cochléaires inscrits au chapitre 4 du titre III de la liste des produits et prestations remboursables prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale. Lire attentivement la notice d'utilisation. 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

# LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



Le premier numéro de l'année est l'occasion de faire le point sur l'année passée et de présenter les vœux du Collège à l'ensemble des acteurs de notre activité. Qu'ils puissent se comprendre et travailler ensemble pour que notre profession continue de progresser dans une volonté axée sur la qualité de service.

L'EPU tient une place majeure dans la vie du Collège et les premiers articles résumant certaines conférences serviront de fil conducteur à nos deux premiers numéros 2014. Le thème de cette année concernant le bruit et son traitement nous a permis de mieux le comprendre pour mieux en diminuer l'impact.

La présence de plus de 1000 auditeurs dont 700 audioprothésistes en salle montre l'intérêt de notre profession pour une amélioration constante de ses connaissances avec l'envie d'une évolution des pratiques professionnelles.

Merci à ceux qui ont rendu possible cet événement. Aux participants qui par leur volonté de progresser viennent chaque année montrer l'importance qu'ils accordent à leurs patients. Aux fabricants qui nous étonnent sans cesse en améliorant la technologie pour nous permettre chaque année de repousser nos limites et qui par leur présence et leur implication participent à cette réunion. Aux directeurs d'enseignement qui ont su rendre leur sujet simple et ludique, nous donnant encore l'envie d'aller plus loin.

Merci enfin aux collégiens qui ont su transmettre leur savoir lors de cet EPU, tâche qui paraît si simple tant qu'on n'est pas le conférencier. « Ce que l'on conçoit bien s'énonce clairement et les mots pour le dire viennent aisément » écrivait Nicolas Boileau. Faire la synthèse de nombreuses connaissances est cependant un exercice difficile qui demande préparation et implique un stress important, tout cela je le rappelle dans une démarche totalement bénévole. Pour les épauler pour les années futures, le Conseil d'Administration a décidé d'ouvrir 6 nouveaux postes de membres du Collège National d'Audioprothèse.

Pour être candidat, il faut avoir qualité pour exercer l'activité professionnelle d'Audioprothésiste conformément à la loi 67-4 du 3 Janvier 1967 et avoir été, être chargé ou pouvoir être chargé d'enseignement d'Audioprothèse au diplôme d'Etat d'audioprothésiste.

Les candidats doivent présenter un dossier comprenant leur curriculum vitae et leurs titres et travaux, accompagné d'un travail personnel (article, communication, étude, etc.)

Le Jury du concours est composé des Professeurs Directeurs des Enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste et des Membres Fondateurs et Actifs du Collège National d'Audioprothèse qui votent à bulletin secret.

Les candidatures doivent être envoyées au secrétariat du CNA avant le 31 Mars 2014.

Les résultats seront connus après le vote à bulletin secret réalisé lors du Conseil d'Administration prévu en Juin ou en Septembre 2014.

En 2014, de nombreux sujets seront à l'ordre du jour (ouvertures d'écoles, mise en place progressive du DPC, partenariat avec l'UNSAF, numérus clausus, revalorisation de la prise en charge au titre de la CMU, modification des possibilités de prise en charge par les complémentaires, premières étapes de la mise en place de la formation continue obligatoire, reconnaissance des organismes de formation au sein de l'OGDPC, etc...)

Les activités du collège iront de plus dans plusieurs directions :

- Formation initiale et continue avec la finalisation du futur programme de notre diplôme dans le cadre de la réingénierie de notre profession.
- Mise en place d'une session de formation des maîtres de stage et de mémoire (contenu et modalités dans le prochain numéro).
- Création d'une commission disciplinaire au sein de notre profession permettant le respect de l'éthique et un encadrement de la publicité.

**Eric BIZAGUET**  
Audioprothésiste D.E.  
Président du Collège  
National  
d'Audioprothèse  
LCA - 20 rue Thérèse  
75001 Paris  
[eric.bizaguet@lcab.fr](mailto:eric.bizaguet@lcab.fr)

# > Dossier

## Enseignement Post-Universitaire d'Audioprothèse 2013

### Le bruit dans tous ses états

- 7 Impact du bruit sur la santé : chiffres clefs, maladies professionnelles, législation**  
Alice DEBONNET-LAMBERT
- 9 Physiopathologie cochléaire et centrale : Impact du bruit, recherches en cours**  
Pr. Jean-Luc PUEL
- 11 Aménagement au poste de travail, traitement des structures :  
Isolement et absorption des bruits en milieu industriel** Joël DUCOURNEAU
- 14 Prévention et protection contre le bruit : Systèmes actifs et passifs**  
Eric HANS, Bernard HUGON
- 17 Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le  
déficient auditif** Mathieu PAQUIER
- 22 Impact du bruit sur la compréhension chez le déficient auditif :  
Spécificités de la surdité traumatique - Mesure du handicap** Arnaud COEZ
- 25 Déclin cognitif et prise en charge de la surdité : évaluation de la personne âgée**  
Isabelle MOSNIER
- 26 Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur L'HYPERACOUSIE...**  
Philippe LURQUIN
- 30 Anamnèse et cas cliniques** Thomas ROY
- 32 Réglage spécifique en milieu bruyant** Céline GUEMAS
- 34 Les accessoires HF, Wifi,...** Grégory GERBAUD
- 40 Mesures de l'efficacité : Audiométrie et analyse de l'essai en milieu social**  
Matthieu DEL RIO, Yves LASRY
- 44 Comment expliquer les limites de l'appareillage audioprothétique au patient et à  
sa famille ?** Eric BIZAGUET



# Impact du bruit sur la santé : chiffres clefs, maladies professionnelles, législation

**Alice DEBONNET-LAMBERT** Directrice du Centre d'Information et de Documentation sur le Bruit - [bruit.fr](http://bruit.fr)

On comprend immédiatement la complexité de la problématique Bruit lorsqu'on lit la définition qu'en donne l'AFNOR : « Le bruit est un phénomène acoustique produisant une sensation auditive considérée comme désagréable ou gênante ». Si la connaissance du phénomène acoustique est bien maîtrisée par les scientifiques, si des indicateurs objectifs existent (pression et puissance acoustiques, fréquence, durée, temps de réverbération...), il n'en est pas de même pour le ressenti de chaque individu. L'écart peut en effet être grand entre le monde physique tel qu'il existe avec ses caractéristiques physico-chimiques et la manière dont l'homme l'appréhende subjectivement. Notre personnalité, nos attentes, notre investissement affectif, le contexte social et culturel dans lequel nous évoluons donnent une dimension très personnelle à la façon dont nous percevons et évaluons notre cadre de vie.

1

## Des réactions totalement individuelles face au bruit ,mais globalement une insatisfaction

La perception sonore dépend de multiples facteurs individuels, sociaux et contextuels : le fait ou non de pouvoir interrompre le bruit, la possibilité de quitter son domicile en fin de semaine pour se ressourcer, l'impact du bruit sur la valeur de notre bien immobilier, l'état de fatigue physique et psychique dans lequel nous sommes (chômage, divorce, décès, déménagement...), notre profil psychologique (introverti ou extraverti, actif, ambitieux...). Au final nous ne sommes donc pas tous égaux face à notre environnement sonore.

Si la réaction face au bruit est individuelle, on recense cependant depuis de nombreuses années une forte insatisfaction de nos concitoyens, ainsi que le montrent les enquêtes effectuées régulièrement. L'enquête menée en 2002 par l'INSEE sur les conditions de vie des ménages urbains révélait déjà que 54 % des ménages des agglomérations de plus de 50 000 habitants se déclarent gênés par le bruit à leur domicile, le bruit des transports étant cité comme la première source de nuisances, suivi par le bruit de voisinage (l'ordre s'inversant dans les grands ensembles). Une enquête similaire réalisée en 2010 par TNS-SOFRES confirme ces chiffres : deux Français sur trois déclarent être gênés par le bruit à leur domicile. L'Observatoire Régional de la Santé en Ile-de-France montre que la proportion de mécontents est même de 71 % pour les Franciliens. Cette tendance n'est pas propre à la France. L'observatoire Veolia des modes de vie urbains a réalisé une étude en 2008 auprès de 8500 personnes dans 14 métropoles (dont Londres, Pékin, New York, Sydney...) : le bruit arrive en 3<sup>ème</sup> position de ce que les habitants détestent le plus dans leur ville. Mais le bruit n'est pas qu'un facteur de gêne ou d'insatisfaction. Il a des effets sur la santé, aussi bien auditifs qu'extra-auditifs, ce qui en fait un problème de santé publique.

2

## Des effets du bruit sur la santé en général

En ce qui concerne les effets extra-auditifs, les plus connus et les plus étudiés sont les **effets sur le sommeil**. L'OMS a mené en 2004 une étude sur 7800 personnes dans huit villes européennes : 25% des adultes disent avoir un sommeil perturbé et 40% d'entre eux attribuent ces perturbations au bruit.

En effet, le bruit provoque des difficultés d'endormissement, des éveils au cours de la nuit, le raccourcissement de certains stades du sommeil paradoxal (période de la récupération psychique et mentale, de la mémorisation, de la maturation du système nerveux), et finalement la dégradation de la qualité globale du sommeil.

Ceci est d'autant plus grave qu'il n'y a pas d'habitude physiologique aux bruits reçus pendant la nuit : même si les riverains d'autoroutes ou d'aéroports ont le sentiment de s'être accoutumés après un certain nombre d'années au bruit ambiant, leurs électroencéphalogrammes et électrocardiogrammes révèlent que leur organisme continue à réagir comme au premier jour. Car l'oreille n'a pas de paupière et les bruits s'y introduisent 24 heures sur 24 nécessitant une analyse permanente par le cerveau pour nous alerter en cas de danger.

Les conséquences de ces perturbations du sommeil par le bruit sont nombreuses (Passchier-Vermeer, 2007; Basner et Griefahn, 2008) :

- irritabilité,
- anxiété,
- perte de vigilance,
- hausse du risque d'accidents,
- fatigue chronique,
- réduction de la motivation et des performances.

En Europe, 903 000 années de vie en bonne santé seraient perdues en raison d'une exposition à des bruits excessifs pendant le sommeil (OMS-2011). C'est pour ces raisons que l'OMS recommande un niveau à ne pas dépasser de 30dB(A) dans les chambres à coucher.

Le bruit a **également des conséquences sur le système cardiovasculaire**. De nombreuses études (Selander et al. 2009, Babisch et al. 2008) montrent que l'exposition à long terme au bruit du trafic routier augmenterait les risques d'infarctus du myocarde pour des niveaux sonores moyens LAeq de 70dB (ce qu'on appelle dans la réglementation française des Points noirs du bruit).

C'est ainsi que 3% du total des infarctus du myocarde en Allemagne seraient imputables au bruit du trafic routier.

En Europe, 61 000 années de vie en bonne santé seraient perdues pour cause de crise cardiaque liée au bruit (OMS-2011).

Le bruit a également un certain nombre d'effets sur les **communications verbales** entre individus :

- Perte d'intelligibilité de la parole
- Altération de la compréhension du langage parlé par « effet de masquage »
- Élévation de la voix pour couvrir le bruit ambiant, c'est « l'effet cocktail »
- Altération du nombre, de la qualité et du contenu des communications verbales

Pour des conditions d'écoute satisfaisantes (conférence, cours) le niveau sonore de la voix doit être supérieur à celui du bruit de fond d'au moins 10 à 12 dB.

A l'école, au travail, le bruit a également des **effets négatifs sur les performances** :

- les aptitudes cognitives sont en effet altérées, en particulier vigilance, attention, concentration, mémorisation (saisie et codage), ce qui entraîne des retards dans les apprentissages (vocabulaire, lecture). On recommande donc un niveau de 55 dB(A) maximum pour un travail nécessitant une attention soutenue ;

- les aptitudes motrices sont également altérées et on note une imprécision des mouvements dans les tâches de positionnement ou d'assemblage.

Les études montrent également une **diminution du comportement pro-social** en présence de bruit, avec entre autres :

- Perception d'autrui plus négative
- Sensibilité à autrui diminuée (on aidera plus volontiers une personne en difficulté dans la rue si l'ambiance est calme que s'il y a un marteau piqueur en marche)
- Augmentation des distances sociales et baisse des interactions sociales
- Augmentation de l'intolérance, de l'agressivité, des conflits que ce soit dans les espaces de travail bruyants (open spaces bruyants) ou les immeubles collectifs mal insonorisés

Enfin, le bruit a des **effets sur la santé mentale des individus**. C'est un facteur de stress qui entraîne l'irritabilité, colère, agressivité ou apathie selon le profil psychologique de la personne. L'augmentation de la prescription de médicaments à visée neuro-psychiatrique en fonction de l'exposition au bruit a été montrée par de nombreux chercheurs, notamment Cohen et Vallet, 2000, en ce qui concerne les riverains d'aéroports.

### 3

## Des effets du bruit sur l'audition

À la naissance, nous ne possédons que 15000 cellules auditives ciliées par oreille pour 135 millions de cellules visuelles... Une exposition prolongée à un niveau sonore élevé ou une exposition brève à un niveau sonore très élevé peut entraîner leur destruction. C'est une atteinte irréversible car il n'existe pas chez l'homme de régénération naturelle des cellules ciliées détruites.

Au travail, le bruit est reconnu comme cause de maladie professionnelle depuis 1963 (tableau n°42 des maladies professionnelles relatif à la surdité provoquée par les bruits lésionnels). Environ 1200 cas de surdités professionnelles sont reconnus chaque année.

Le coût moyen pour l'entreprise d'indemnisation du salarié est de 100 000 euros par surdité reconnue.

Le seuil de danger est estimé à 85 dB(A) (niveau moyen sur une journée de travail de huit heures, cinq jours par semaine).

Mais, à partir d'un niveau sonore moyen de 80 dB(A) sur huit heures, on peut considérer le niveau d'exposition préoccupant.

La proportion des salariés exposés à des bruits supérieurs à 85 dB(A) s'est accrue, passant de 13% en 1994 à 18% en 2003 et 20% en 2010 (Enquête SUMER-Surveillance Médicale des Expositions aux Risques professionnels).

La proportion de salariés lourdement exposés au bruit (plus de 85 dBA pendant plus de 20 heures par semaine) est en revanche restée stable, autour de 6% depuis 1994.

La part des travailleurs ne disposant pas de protections auditives est passée de 2% en 1994 à 1% en 2010.

Face à ce risque sanitaire, les Etats ont mis en place des réglementations : une première directive européenne a été publiée en 1986, puis sévériée en 2003 (directive 2003/10/CE), transposée en droit français en 2006.

2 principes généraux sont énoncés :

- Les employeurs sont tenus de réduire le bruit au niveau le plus faible possible compte tenu des techniques existantes.
- L'exposition au bruit doit demeurer à un niveau compatible avec la santé des travailleurs, notamment avec la protection de l'ouïe.

### Actions requises par la Directive de 2003

### Seuils déclenchant l'action $L_{ex,sh}$ en dBA (Lpc en dBC)

- Mettre en œuvre un programme de mesures techniques et organisationnelles de réduction de l'exposition au bruit	85 (137)
- Signaler les lieux de travail bruyants, limiter leur accès	85 (137)
- Prendre toute disposition pour que les protecteurs auditifs individuels soient portés	85 (137)
- Effectuer un contrôle audiométrique des travailleurs	85 (137)
- Informer et former les travailleurs sur les risques, leur réduction, l'usage des protecteurs individuels	80 (135)
- Mettre à disposition des protecteurs auditifs individuels	80 (135)
- Evaluer et mesurer l'exposition des travailleurs	80 (135)

Les niveaux sonores susceptibles de porter atteinte à l'audition ne se trouvaient jusqu'à récemment qu'en milieu de travail, notamment dans l'industrie. Ce sont des niveaux que l'on rencontre désormais dans les loisirs. Une étude américaine sur 8710 audiogrammes de jeunes filles suivies pendant 24 ans a montré qu'entre 1985 et 2008, la perte auditive sur les fréquences élevées a pratiquement doublé (10,1% à 19,2%). Une question a été ajoutée en 2001 sur l'utilisation du baladeur et leur usage a quadruplé sept ans plus tard (de 18,3% à 76,4%). Toutes les jeunes filles ayant des acouphènes écoutaient la musique au casque. Berg A.L & al (2010).

Le CIDB a mené une étude dans les lycées d'Ile de France (2009-2010) qui révèle que :

- 85% des élèves écoutent leur baladeur tous les jours ou plusieurs fois par semaine et 79% le font plus d'une heure par jour (dont 27% plus de 4 heures).
- 49% des adolescents écoutent leur baladeur à un volume sonore élevé dont 16% à un niveau très élevé.
- 9% des lycéens s'endorment tous les soirs en écoutant leur baladeur et 28% au moins une fois par semaine.
- 62% estiment qu'ils pourront toujours récupérer leur audition quelques heures après un concert. C'est le sentiment classique d'invulnérabilité de l'adolescent.
- 35% seulement des adolescents prennent des précautions quand ils écoutent de la musique: en réduisant le volume sonore (47%), en s'éloignant des enceintes (37%) ou en portant des bouchons d'oreilles (16%).
- 37% des lycéens ont déjà ressenti des bourdonnements ou des sifflements d'oreilles après une exposition aux musiques amplifiées. Une grande majorité des adolescents ont attendu que cela passe (94%) sans consulter ni le médecin ni les urgences ORL.

Face à ce risque santé, le Gouvernement a là aussi pris une réglementation, le Décret 98-1143 du 15 décembre 1998 concernant les établissements diffusant à titre habituel de la musique amplifiée :

- Limitation du niveau sonore à 105 dBA (120 dB en niveau de crête) en tout point accessible au public
- Obligation d'une étude de l'impact sonore et d'un certificat d'isolement acoustique vis-à-vis des logements mitoyens

Par ailleurs, un arrêté du 25 juillet 2013 fixe de nouvelles normes pour les lecteurs de musique personnels. La limite déjà en vigueur en France, à savoir 100 dBA, est conservée. Mais pour être en conformité avec la norme européenne NF EN60065:2002/A, toute utilisation à un niveau dépassant 85 dBA doit désormais déclencher un signal sonore ou visuel et une validation par l'utilisateur.

En conclusion, le bruit est, selon l'expression du Docteur Alain Londero (ORL à l'hôpital européen Georges Pompidou), un « toxique puissant ». L'audioprothésiste joue un rôle primordial dans la recherche et la mise en place de solutions de compensation des pertes auditives mais il doit avoir un rôle également dans la prévention des risques et faire passer le message, notamment auprès des jeunes populations, que l'audition est un capital précieux, à gérer et à préserver tout au long de la vie.



# Physiopathologie cochléaire et centrale : Impact du bruit, recherches en cours

**Pr. Jean-Luc PUEL** Université de Montpellier

Je remercie le Collège d'organiser ces EPU. C'est toujours un plaisir de s'y rendre, pour rencontrer des collègues et partager nos connaissances.

J'ai été sollicité pour évoquer les traumatismes sonores et les recherches en cours. Je ne parlerai pas de toutes les recherches car je pense que vous en connaissez déjà certaines.

Avant de commencer, je souhaite remercier les équipes ayant mené les études sur le bruit, le codage nerveux et le transfert clinique que je vous présenterai. Je vous présenterai également les doctorants directement issus du master d'audiologie européen, auquel vous êtes tous invités à participer.

Je vous montrerai en préambule un plan de la cochlée, constituée de trois rampes : la rampe tympanique ; la rampe vestibulaire ; la rampe médiane, qui contient l'organe de Corti. Celui-ci est composé de : trois rangées de cellules ciliées externes ; les piliers ; une rangée de cellules ciliées internes ; les fibres du nerf auditif ; les neurones ganglionnaires, qui adressent les messages nerveux au cerveau ; la membrane basilaire ; la strie vasculaire, très importante puisqu'elle produit l'endolymphe.

Quand le son arrive dans le conduit auditif externe, il met en mouvement la membrane tympanique, qui met elle-même en mouvement la chaîne des osselets. L'étrier, en s'enfonçant dans la fenêtre ronde, crée une onde protégée, qui vibre de manière maximale près de l'étrier pour les sons aigus et près de l'apex pour les sons graves.

Pour que ce système fonctionne dans de bonnes conditions, les cellules ciliées externes doivent se contracter avec la stimulation sonore. Ces contractions produisent deux effets : amplifier les mouvements de la membrane basilaire ; affiner ce message en fréquence.

Je vous parlerai à présent du rôle de la cellule ciliée interne, qui est connectée par une vingtaine de fibres du nerf auditif. Entre la cellule ciliée et la fibre afférente, le ruban synaptique est constitué d'un bâtonnet et de petites vésicules qui lui sont attachées et qui contiennent le neurotransmetteur, du glutamate. Cette structure est fortement ancrée à la membrane de la cellule ciliée. Les récepteurs au glutamate permettent le transfert de l'information vers les centres nerveux. Lorsque la cellule ciliée est stimulée, les cils se couchent. A leur sommet, de petits canaux s'ouvrent et laissent entrer du potassium. La cellule interne se dépolarise. En changeant de voltage, les canaux s'ouvrent et laissent pénétrer le calcium. Celui-ci permet la fusion des vésicules contenant le neurotransmetteur, qui est libéré et se fixe sur des récepteurs post-synaptiques. Un potentiel d'action est alors créé.

Les potentiels d'action peuvent être enregistrés directement dans le nerf auditif à l'aide d'une électrode. Toutes les fibres émettent spontanément des trains de potentiel d'action, autrement dit des décharges nerveuses. Le silence est codé en quelque sorte. L'activité de base est appelée l'activité spontanée.

Plus la stimulation est forte, plus le potentiel d'action est important. Toutefois, chaque fibre du nerf auditif possède une dynamique de stimulation de 30 décibels. Pour coder une dynamique de 0 à 120

décibels, il est donc difficile d'utiliser une seule fibre du nerf auditif. En outre, plusieurs types de fibres cohabitent dans le nerf auditif : les fibres à haute activité spontanée ; les fibres à activité moyenne ; les fibres à activité spontanée basse.

Les fibres à haute forte activité spontanée sont activées à bas seuil, les fibres médium à des niveaux plus élevés et les fibres à faible activité spontanée à des niveaux très forts, sans qu'elles ne saturent. En recrutant ces trois sortes de fibres, toute l'échelle d'intensité, de 0 à 120 dB, peut être codée.

Par ailleurs, en présence d'un son, les potentiels d'action ne sont pas distribués de manière homogène. Ils sont nombreux en début de stimulation puis ils décroissent avec l'adaptation. En résumé, la cochlée code la fréquence (avec la tonotopie et les mécanismes actifs), l'intensité (avec le recrutement de ces différentes catégories de fibres) et la durée.

L'étude de l'activité des fibres du nerf auditif est limitée, en particulier chez l'homme. L'électro-cochléographie permet de positionner une électrode au contact de la fenêtre ronde. La sommation de tous les potentiels d'action est enregistrée en début de stimulation ; il s'agit d'un potentiel d'action composite. Ce test permet de recruter un certain nombre de fibres de 10 à 100 dB. Chez l'homme, une électrode transtympanique peut être positionnée au contact de la fenêtre ronde, à la suite d'une anesthésie locale, ce qui permet d'enregistrer le potentiel d'action composite, qui est le reflet de l'activité synchrone des fibres du nerf auditif et des potentiels auditifs du tronc cérébral.

Après avoir exposé l'état des connaissances sur la physiologie de la cochlée et les tests utilisés pour étudier les réponses nerveuses, nous allons à présent aborder le vif du sujet, à savoir le bruit.

Lorsque des animaux sont exposés à une très forte stimulation (120 dB SPL pendant 15 minutes), deux phénomènes se produisent : une perte aigue, suivie d'une certaine récupération fonctionnelle associée à des pertes permanentes. Celles-ci sont dues à des pertes au niveau des cellules ciliées et des fibres du nerf auditif. En effet, le neurotransmetteur utilisé par les cellules internes correspond à du glutamate, lequel, libéré en trop forte concentration, devient toxique pour les fibres du nerf auditif. Quinze jours plus tard, des cellules ciliées ont disparu et les neurones ganglionnaires sont également impactés.

J'ai déjà eu l'occasion de vous montrer qu'il était possible de bloquer cette mort cellulaire. Je ne reviendrai pas sur des données très expérimentales.

Je souhaite insister sur les pertes auditives réversibles. Une expérience a été menée aux Etats-Unis par Kujawa et al. Une bande entre 8 et 16 kilohertz est utilisée pendant deux heures. Une élévation de seuil de l'ordre de 50 dB est observée un jour plus tard. Les otoémissions traduisant l'état fonctionnel des cellules ciliées externes témoignent de pertes. Il est donc possible de conclure à une perte auditive due à des dommages des cellules ciliées externes.

Néanmoins, au bout de quelques jours ou quelques semaines, il se produit une réversibilité complète du phénomène. Le seuil auditif



mesuré avec le potentiel d'action composite est normal. Les cellules ciliées externes fonctionnent normalement.

Kujawa et al. a mesuré le nombre de fibres du nerf auditif qui contactaient les cellules ciliées internes. Après le traumatisme, 50 % ont disparu. Un audiogramme normal n'équivaut donc pas une audition normale.

A l'avenir, l'adaptation prothétique devra être adaptée au type de perte. Suite aux dommages du nerf auditif, il se produit une dégénérescence des neurones auditifs au fil du temps, appelée presbycousie neurale. L'appareillage doit être différent pour une presbycousie neurale et une presbycousie sensorielle. Pour cette raison, un certain nombre de chercheurs s'attendent à trouver des moyens de diagnostiquer ces pertes auditives et un traitement du signal adapté à ce phénomène.

Nous nous sommes quant à nous demandé combien de neurones auditifs devaient être touchés pour que l'audiogramme soit impacté. A cette fin, nous avons effectué des tests sur la gerbille, en appliquant pendant trente minutes une drogue, connue pour détruire sélectivement les fibres du nerf auditif, sur la fenêtre ronde. Nous avons mesuré les auto-émissions et l'activité du nerf auditif. Nous avons ensuite attendu six jours que la drogue fasse effet puis nous avons réalisé des mesures en microscopie pour évaluer la perte de fibre.

En utilisant 10 à 100 micromolaires de cette drogue, aucun effet n'est constaté sur les auto-émissions. De 80 à 100 micromolaires, les seuils auditifs augmentent. A 66 micromolaires, une réduction de l'amplitude du potentiel d'action est observée, ce qui signifie la perte de fibres codant pour les hautes intensités de stimulation. Un phénomène similaire est observé aux autres fréquences.

Nous avons ensuite prélevé les cochlées et compté les fibres de nerf auditif. Nous nous sommes intéressés au seuil en fonction du nombre de perte de fibres. Jusqu'à 70 % de perte, aucun changement de seuil ne se produit. En outre, à 22 % de perte, aucun effet n'est observable sur l'amplitude du potentiel d'action du nerf auditif. Nous en concluons qu'un contingent de fibres est très sensible à la drogue utilisée, qu'un autre l'est un peu moins et est impacté par une baisse de l'amplitude et que la drogue provoque chez le dernier, qui y est peu sensible, des augmentations de seuil.

Le travail a été effectué à 16 000 hertz. A 8 000, 4 000 ou 2 000 hertz, les pertes sont proportionnellement différentes. Nous avons ensuite mesuré l'activité du nerf auditif. Les fibres ont été classées en fonction de leurs activités spontanées (basses, intermédiaires et hautes). A 2 000 hertz, beaucoup de fibres codent pour les seuils.

Dans les fréquences hautes, la distribution est plus homogène entre les hautes activités, les moyennes et les basses.

La gerbille possède deux cochlées : l'une code pour la vocalisation dans les aigus ; l'autre pour détecter les prédateurs et avertir ses congénères en tapant du pied à basse fréquence. Elle a besoin de détecter, dans les basses fréquences, des seuils infraliminaires. Elle doit également vocaliser, à l'aide des trois classes de fibres.

Nous avons besoin de nouveaux outils de diagnostic. L'électrocochléographie, les potentiels évoqués et l'audiogramme ne suffisent pas. Nous avons essayé d'utiliser une autre méthode, dans laquelle le travail ne porte plus sur l'activité synchrone des fibres mais se réalise en son continu. Nous posons une électrode sur la fenêtre ronde et enregistrons le bruit de fond du nerf auditif. La réponse correspond à un dôme autour de 1 000 hertz, équivalant à la durée d'un potentiel d'action. Par une stimulation en son continu, le potentiel d'action augmente et le dôme grandit. Le microphonique apparaît comme le témoin des cellules ciliées externes. Le phénomène est bien nerveux puisque si la stimulation intervient suite à la destruction des fibres du nerf auditif, le microphonique demeure mais la réponse nerveuse disparaît.

En soustrayant l'activité évoquée de l'activité spontanée, nous obtenons une réponse nerveuse et une réponse sensorielle. Nous nous sommes intéressés à cette réponse nerveuse à plusieurs fréquences allant de 2 000 à 20 000 hertz. L'amplitude de la réponse nerveuse est alors mesurée. En cas de faible stimulation, des fibres à haute activité spontanée sont recrutées. La même morphologie que celle de l'activité unitaire est observée. Les fibres les plus sensibles se situent autour de 4 000 hertz. Plus la stimulation est forte, plus le contingent de fibres codant pour les hautes intensités augmente.

Ce test est beaucoup plus sensible que les autres car si je détruis sélectivement les fibres codant pour les autres intensités, la réponse est clairement impactée. L'objectif est de disposer d'un outil utilisable en laboratoire chez la souris, le cochon d'Inde, etc., pour des surdités génétiques et du traumatisme acoustique. Nous enregistrons également ce type de réponse chez l'homme en posant une électrode transtympanique. L'objectif est de l'enregistrer au niveau du conduit auditif externe. Si nous pouvons obtenir une mesure de l'état fonctionnel des fibres du nerf auditif, nous pourrions développer une prise en charge du patient différente et jouer sur l'aspect temporel du signal en fonction du type de fibre détruit. L'audioprothèse n'a donc pas fini de progresser.



# Aménagement au poste de travail, traitement des structures : Isolement et absorption des bruits en milieu industriel

**Joël DUCOURNEAU** Maître de Conférences - Faculté de Pharmacie de Nancy - Laboratoire d'Energétique et de Mécanique Théorique et Appliquée - Université de Lorraine - Institut National de Recherche et de Sécurité

## 1 Introduction

Les atteintes de l'audition engendrées par une trop forte exposition sonore au travail peuvent provoquer une maladie professionnelle. La réduction du bruit en milieu industriel est donc un enjeu important afin de préserver l'audition des employés à leur poste mais aussi d'améliorer les conditions de communication (perception des signaux d'alerte, des messages vocaux,...). De par la réglementation, l'employeur se doit d'évaluer les risques d'exposition et de les prévenir en agissant le plus en amont possible sur l'environnement de travail. Les différentes solutions existantes en termes de traitement acoustique doivent être envisagées pour abaisser l'exposition sous les seuils à partir desquels des actions de prévention doivent être engagées. Une classification de ces solutions suit la logique physique dans la chaîne de bruit (voir figure 1) :

- des actions sur l'émission, à la source,
- des actions sur la propagation des ondes sonores de la source au récepteur. Pour cela, les propriétés absorbantes et isolantes de certains matériaux ou structures sont utilisées dans le local, dans des encoffrements,
- des actions à la réception, sur l'opérateur par l'utilisation de protections individuelles contre le bruit (PICB) comme des bouchons moulés ou casques anti-bruit,
- enfin, des actions sur l'organisation du travail, l'aménagement du poste d'un point de vue ergonomique sont les derniers recours pour l'abaissement de l'exposition des travailleurs.

## 2 Seuils d'action

Ces actions sont enclenchées quand certains seuils associés à des grandeurs acoustiques et définis par la directive européenne

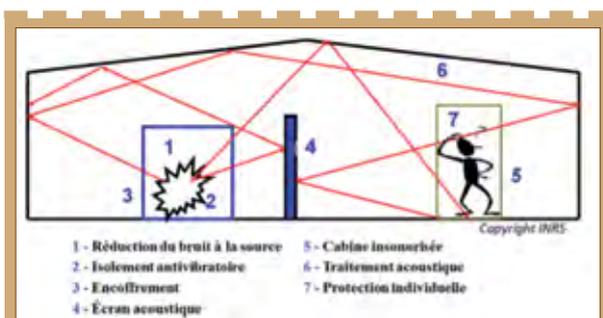


Figure 1 : Solutions de traitement acoustique en milieu industriel

2003/10/CE [1] transposée en droit français en 2006, sont dépassés. Ces grandeurs sont le niveau d'exposition sonore quotidienne pondéré  $L_{EX,d}$  et le niveau de pression acoustique crête pondéré  $C L_{pc}$  [2]. Le premier seuil d'action est fixé par cette directive à  $L_{EX,d} = 80$  dBA ou  $L_{pc} = 135$  dBC. A ce stade l'employeur met à disposition des équipements de protections individuels (EPI) adéquats, informe sur le risque et met en place des mesures de prévention. Le deuxième seuil fixé à  $L_{EX,d} = 85$  dBA ou  $L_{pc} = 137$  dBC oblige l'employeur à mettre en place un programme de mesures techniques visant à réduire l'exposition, à signaler les zones à risques, à limiter l'accès à ces zones et à s'assurer du port effectif des EPI. Le médecin du travail met en place une surveillance médicale renforcée. Une valeur limite d'exposition (VLE) fixée à  $L_{EX,d} = 87$  dBA ou  $L_{pc} = 140$  dBC (niveaux mesurés au fond du conduit auditif, PICB portées) oblige l'entreprise à prendre des mesures immédiates pour réduire l'exposition, à déterminer la cause de cette exposition excessive et à mettre en place des mesures de prévention. Si nécessaire, ces mesures peuvent aller jusqu'à l'arrêt de l'activité du site industriel.

## 3 Réduction du bruit à la source

Les actions menées pour la réduction du bruit des machines [3] dépendent de leur condition de fonctionnement (entrée et sortie de produits, vitesses et débits d'écoulement de fluides, rythme et cadence...).

Les sources aériennes (jet de gaz, de vapeur, contact entre un écoulement et un élément solide,...) et liquidiennes (écoulement d'un liquide dans une structure solide comme la tuyauterie) sont considérées communément comme des sources fluides. Dans ce cas, en optimisant le contact de surface des éléments solides, en rendant les obstacles plus aéro ou hydrodynamiques, en évitant les singularités géométriques (coudes) et en réduisant les vitesses d'écoulement, il est possible de diminuer le bruit généré par ce type de source. Les silencieux pour les écoulements gazeux sont également utilisés. Ils amortissent l'onde transmise soit par réflexion (changement de section) ou par dissipation (participation de structures absorbantes). Pour les écoulements liquides, ce sont des silencieux par accumulateurs à gaz (cavité de gaz amortissant) qui sont souvent utilisés.

Des actions sur les sources solidiennes (forces de contact comme les roulements, les chocs mécaniques, les contacts de friction,...) sont également proposées : amortir ou étaler les contacts, « lisser » les coups en lubrifiant, diminuer les énergies de mouvements en évitant les jeux.



Il est possible aussi d'agir sur la structure métallique propre de la machine (carcasse) en modifiant ses résonances (masse, raideur). Le rayonnement acoustique peut être réduit en perforant, en tapissant de matériaux absorbants les surfaces en cause ou en isolant du point de vue vibratoire les sources d'excitation. Le collage de matériaux viscoélastiques de part et d'autre de la plaque métallique (tôle sandwich) permet également d'amortir le rayonnement acoustique.

Enfin, le contrôle actif qui consiste à créer un bruit opposé à celui que l'on souhaite atténuer de telle sorte que le bruit résultant soit nul reste une technique envisageable mais peu répandue en milieu industriel. Cela dit, cette solution permet de réduire les bruits en basses fréquences, plus facilement les bruits périodiques, et ceux dans le cas de propagations guidées.

## 4 Isolement antivibratoire et encoffrement

Etablir un diagnostic, évaluer les contraintes acoustiques et vibratoires de la machine dans son ensemble est essentiel pour analyser d'où vient le bruit, le comprendre et le quantifier. Cette action doit être menée en associant les opérateurs. Les solutions visant à réduire le bruit consistent par la suite à :

- isoler la machine du local industriel en choisissant des parois appropriées comme des écrans acoustiques, des encoffrements,
- absorber les sons à l'intérieur de la carcasse métallique en tapissant les parois d'un matériau absorbant,
- supprimer les fuites acoustiques, l'étanchéité devant être parfaite,
- traiter les ouvertures (entrées et sorties de la machine) au moyen de silencieux, de tunnels ou de prolongations insonorisés,
- découpler l'encoffrement en évitant le contact avec la machine ou son massif. Pour cela des plots anti vibratiles ou des massifs isolés du sol par le biais de dalles flottantes peuvent être utilisés.

D'un point de vue spectral, l'isolation apportée par les plots antivibratoires engendre une réduction du bruit en basses fréquences.

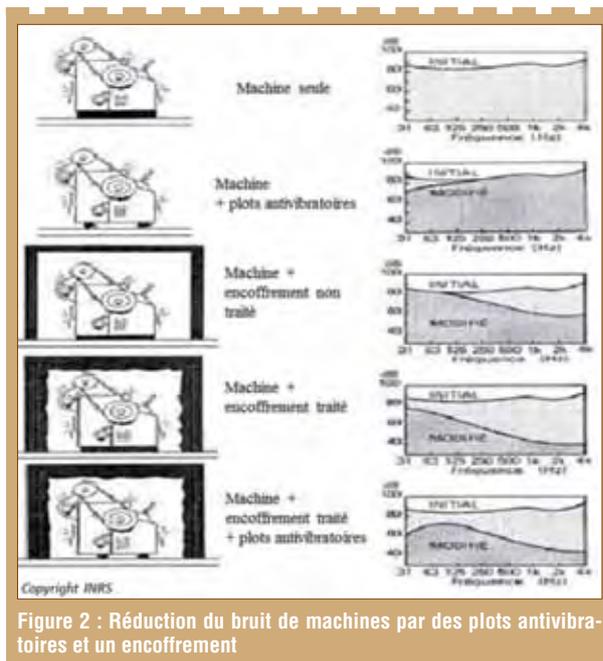


Figure 2 : Réduction du bruit de machines par des plots antivibratoires et un encoffrement

L'encoffrement simple (non traité à l'intérieur) dont l'indice d'affaiblissement acoustique sera d'autant plus important que les parois seront épaisses et lourdes, réduira le rayonnement acoustique en hautes fréquences.

Cette réduction peut être considérablement améliorée sur l'ensemble du spectre en tapissant l'intérieur de l'encoffrement de structures absorbantes (voir figure 2). Celles-ci sont souvent constituées de matériaux poreux dont la capacité d'absorption est importante des moyennes aux hautes fréquences et de plaques perforées. Ces dernières se comportent comme une juxtaposition de résonateurs de Helmholtz qui rajoute une absorption acoustique étroite et maximale en basses fréquences (voir figure 3).

## 5 Les écrans acoustiques

Les écrans acoustiques sont recommandés quand il n'est pas possible de cloisonner une ou plusieurs machines (plafond haut, déplacements des opérateurs, ligne de production, pont roulant, déplacement des pièces). L'efficacité des écrans sera d'autant plus importante qu'ils seront épais (comme les parois des encoffrements), absorbants. La réverbération du local, la diffraction à leur sommet, leur transparence acoustique limitent cette efficacité. Il est conseillé alors de traiter également le plafond du local industriel et les parois latérales situées à proximité de ces écrans. De manière générale, le niveau de bruit est réduit de 6 à 10 dB par l'utilisation des écrans acoustiques.

## 6 Les cabines insonorisées

Les cabines insonorisées permettent d'isoler les opérateurs à l'intérieur d'un environnement industriel très bruyant. Ces derniers doivent impérativement porter leur PICB lorsqu'ils sortent. Les performances de ces cabines dépendent de l'atténuation acoustique des parois (comme pour les écrans acoustiques), du traitement des entrées et des sorties (sas, ouverture) et de la réverbération interne. L'utilisation de faux-plafond absorbants, du doublage de la toiture par l'extérieur, de parois doublées, de vitrages épaissis et rendus dissymétriques permet d'augmenter l'isolement et de diminuer à la fois le temps de réverbération et le niveau de bruit résiduel interne.

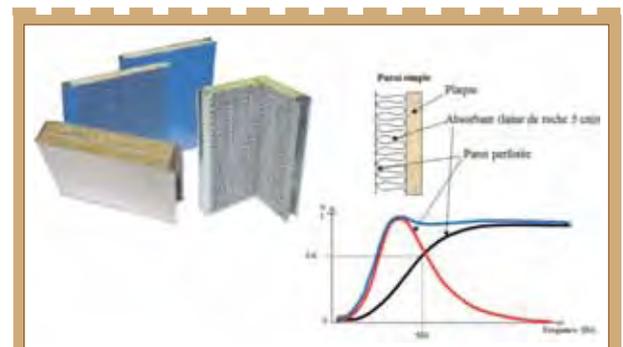


Figure 3 : Parois simples ou doubles utilisées dans les encoffrements - Coefficient d'absorption acoustique d'un matériau poreux (laine de roche d'épaisseur 5 cm) (courbe noire), d'une paroi perforée (courbe rouge), de l'ensemble paroi perforée - matériau poreux (courbe bleue)



7

## Décroissance linéaire du niveau sonore dans le local industriel

Le niveau sonore en champ libre diminue de 6 dB par doublement de la distance. Dans un milieu confiné, il dépend de la constante du local  $\sigma$  (plus  $\sigma$  est petit, plus le local est réverbérant) et diminue ainsi moins rapidement en fonction de la distance source-récepteur pour converger vers une valeur constante qui correspond au champ diffus. Les locaux industriels sont caractérisés par cette décroissance dite linéaire (DL), mesurée en décibel entre 2 m et 32 m diamétralement à l'aide d'une source de référence (source omnidirectionnelle, large bande et puissante). Une réglementation purement française (Arrêté du 30 août 1990) précise, en fonction de la surface au sol du local, la valeur limite inférieure de la DL en dessous de laquelle celui-ci est considéré trop réverbérant. Des traitements acoustiques au plafond, sur les parois latérales sont alors préconisés pour augmenter la DL si celle-ci est trop faible. Par exemple, il est possible de suspendre régulièrement des baffles absorbants (matériaux poreux) au plafond et d'augmenter ainsi de par le relief, l'absorption acoustique apparente du local [4].

8

## Outils développés à l'INRS

Le logiciel Ray+, conçu par l'INRS, est un outil de calcul permettant de prévoir l'ambiance sonore à l'intérieur d'un bâtiment industriel. Il permet, au stade de l'avant-projet, de préconiser des solutions d'aménagement du bâtiment afin de réduire les nuisances sonores au poste de travail. Le noyau de calcul repose sur une méthode de lancer de rayons. Ceux-ci subissent des réflexions sur des parois caractérisées par un coefficient d'absorption, le cumul énergétique des rayons arrivant dans une cellule de réception permet d'évaluer le niveau sonore reçu dans cette cellule (voir figure 4). La précision des résultats dépend à la fois de l'effort de modélisation du bâtiment mais aussi de la connaissance des caractéristiques acoustiques des matériaux employés. Aujourd'hui, l'INRS dispose d'outils permettant de déterminer en laboratoire mais aussi sur site, le coefficient d'absorption acoustique des parois planes [5] et le coefficient de diffusion acoustique des parois présentant un relief [6].

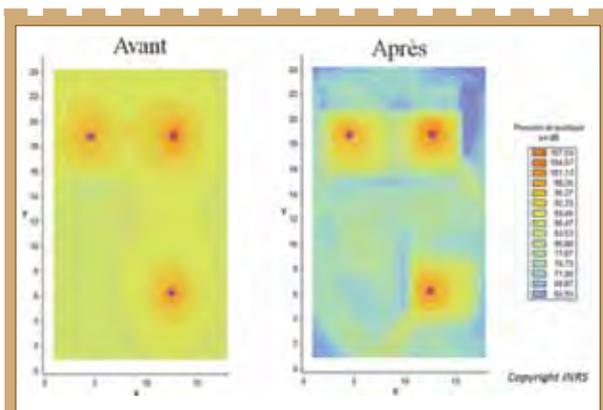


Figure 4 : Cartographie du champ acoustique dans un local industriel avant et après traitement : placement d'écrans acoustiques autour des machines bruyantes (points mauves)

Une antenne acoustique sphérique (ISIT) a également été élaborée pour localiser les sources de bruits prépondérantes à un poste de réception donné. Une cartographie des zones spatiales fortement énergétiques est obtenue, un traitement acoustique localisé peut alors être proposé.

9

## Conclusion

Les solutions acoustiques proposées par les Centres de mesures physiques des services prévention (CARSAT) pour la réduction du bruit en entreprise sont adaptées au poste de travail, en fonction du type de machine, des entrées, des sorties et de l'accessibilité de l'opérateur. De manière générale, agir sur la source, isoler par le biais de systèmes antivibratoires, encoffrer les machines, disposer d'écrans et agencer un traitement acoustique sur les parois qui délimitent le local industriel, sont les actions principales à effectuer couramment dans cet ordre, c'est-à-dire dans la chaîne de propagation du bruit. Ces solutions peuvent être optimisées, améliorées si les sources bruyantes sont bien localisées et si les parois sur site ou celles proposées pour atténuer le bruit sont bien caractérisées acoustiquement. Des outils existent à l'INRS pour satisfaire cette localisation et cette caractérisation. Un logiciel prévisionnel du champ acoustique est également disponible pour apprécier l'apport des divers traitements proposés. Les PICB et la gestion des durées effectives des diverses tâches effectuées par les salariés sont aussi des solutions qui permettent de réduire l'exposition au bruit et ainsi de préserver le capital auditif des travailleurs.

10

## Bibliographie

- [1] Directive 2003/10/CE du Parlement Européen et du Conseil du 6 février 2003 concernant les prescriptions minimales de sécurité et de santé relatives à l'exposition des travailleurs aux risques dus aux agents physiques (bruit), Journal Officiel des Communautés Européennes du 15 février 2003 n° L42/38.44
- [2] Norme NF EN ISO 9612, Acoustique - Détermination de l'exposition au bruit en milieu de travail, Méthode d'expertise, mai 2009
- [3] Document INRS, Techniques de réduction du bruit en entreprise - Quelles solutions, comment choisir ?, 2006, référence ED 962
- [4] Document INRS, Techniques de réduction du bruit en entreprise - Exemples de réalisation, 2007, référence ED 997
- [5] Ducourneau J., Planeau V., Chatillon J., Nejade A., Applied Acoustics, Measurement of sound absorption coefficients of flat surfaces in a workshop, 2009, Vol 70, pp 710-721
- [6] Ducourneau J., Faiz A., Khanfir A., Chatillon J., Applied Acoustics, Measuring sound scattering coefficients of uneven surfaces in a reverberant workplace - principle and validation of the method, 2013, Vol 74, pp. 653-660

## Remerciements

Je souhaite remercier M. Jacques Chatillon et M. Nicolas Trompette de l'INRS ainsi que M. Adil Faiz de la faculté de pharmacie de Nancy pour leur aide à la présentation orale aux EPU Audioprothèse 2013 et à la rédaction de cet article.

# Prévention et protection contre le bruit : Systèmes actifs et passifs

**Eric HANS**, Audioprothésiste, Montbéliard.  
**Bernard HUGON**, Audioprothésiste, Paris.

Les attributions de l'audioprothésiste s'étendent à la protection des nuisances d'origine acoustique et à la protection de la fonction auditive contre les effets du bruit, au moyen d'équipements de protections individuelles et collectives, conformément à l'article L4361 du Code de la Santé Publique.

## 1 Prévention contre le bruit

Nous rappelons les obligations légales de l'employeur en matière de prévention, liées au décret n° 2006-892 du 19 juillet 2006, relatif aux prescriptions de sécurité et de santé applicables en cas d'exposition des travailleurs aux risques dus au bruit. Selon l'Art. 231-127, les valeurs limites et les valeurs d'exposition déclenchant l'action de prévention sont fixées comme l'indique le tableau ci-après :

SEUILS	DISPOSITIONS
Valeurs d'exposition <b>inférieures</b> déclenchant l'action <b>Lex, 8h = 80 dB(A)</b> -Pression acoustique de crête 112 Pa, <b>135 dB(C)</b> par rapport à 20µPa	Mise à disposition de protections auditives (EPI) Information des salariés sur les risques, le résultat des mesures, l'usage des protections auditives individuelles
Valeurs d'exposition <b>supérieures</b> déclenchant l'action Lex, 8h = 85 dB(A) -Pression acoustique de crête 140 Pa, <b>137 dB(C)</b> par rapport à 20µPa	Port de protections = <b>OBLIGATOIRE</b> Contrôle audiométrique des salariés Par le C.H.S.C.T
Valeurs limites d'exposition: <b>Lex, 8h = 87 dB(A)</b> -Pression acoustique de crête 200 Pa, <b>140 dB(C)</b> par rapport à 20µPa	Prendre des mesures pour réduire l'exposition à un niveau inférieur Déterminer les causes de l'exposition excessive Adapter les mesures de protection et de prévention

D'après l'Art. R. 231-128 relatif aux obligations de l'employeur, lorsqu'il procède à l'évaluation des risques, le chef d'entreprise prend en considération :

Le niveau, le type et la durée d'exposition, y compris toute exposition au bruit impulsionnel, les valeurs limites d'exposition et les valeurs d'exposition déclenchant l'action de prévention, toute incidence sur la santé et la sécurité des travailleurs sensibles à ce risque, toute incidence sur la santé et la sécurité des travailleurs résultant d'inter-

actions entre le bruit et des substances toxiques pour l'ouïe, entre le bruit et les vibrations, entre le bruit et les signaux d'alarme.

Les conclusions fournies par le médecin du travail concernant la surveillance de la santé des travailleurs sont suivies pour aboutir à la mise à disposition de protecteurs auditifs individuels ayant des caractéristiques adéquates d'atténuation.

Ces protections individuelles contre le bruit doivent satisfaire à deux conditions obligatoires : critère de SECURITE, qui est conforme à l'atténuation requise pour le poste de travail et permettre la perception des signaux d'alarme, et critère de CONFORT, avoir une forme et une tenue satisfaisantes pour un port permanent et avec une détérioration minimale de l'intelligibilité.

Avant de choisir le bon modèle, il convient de se poser également un certain nombre de questions liées à l'exposition des employés exerçant en milieux bruyants : quel type de bruit, la durée de l'exposition, l'intensité sonore et les bandes fréquentielles atteintes, le type d'ambiance bruyante dans le local, la distance entre les oreilles et la source de bruit, quelle est sa position par rapport à la source de bruit, quelles autres sources de bruit y a-t-il dans son foyer, dans son milieu de travail, dans ses activités de loisirs, l'état de santé général et des facteurs aggravants.

Ainsi y aura-t-il des effets auditifs et extra-auditifs à l'exposition au bruit : gêne à la communication par effet de masque, fatigue auditive, hypoacousie temporaire et/ou définitive, traumatisme sonore aigu, acouphènes, inconfort, stress et troubles neuro-végétatifs, augmentation de la tension artérielle, hypertension, troubles du repos et du sommeil, isolement ou gêne dans les activités, irritabilité, asthénie, absentéisme, troubles de l'apprentissage, troubles de l'attention et de la vigilance, baisse des réflexes : baisse des réponses psychomotrices, troubles des fonctions mathématiques et baisse dans la précision des réponses en général.

Le champ d'action de l'acousticien est en rapport avec la liste limitative des travaux susceptibles de provoquer la Maladie Professionnelle 42 :

travaux sur métaux : décolletage, emboutissage, fraisage, laminage, polissage, découpage, moulage par presse à injection, le câblage, le toronnage, le bobinage de fils d'acier, la fusion en four industriel, les marteaux et perforateurs pneumatiques, les pistolets de scellement, la manutention mécanisée de récipients métalliques, les travaux de verrerie à proximité des fours, l'embouteillage, le tissage sur métiers, le travail sur les rotatives en imprimerie, les essais et l'utilisation des propulseurs, réacteurs, moteurs thermiques (Aéronautique), les travaux sur ou à proximité d'aérodromes et d'aéroports, l'emploi ou la destruction de munitions et/ou d'explosifs, l'exposition dans les travaux par ultrasons des matières plastiques, les procédés industriels de séchage, l'abattage et le tronçonnage des arbres (Travaux forestiers), l'emploi des machines à bois en atelier, la fabrication du papier et du carton, l'utilisation d'engins de chantier, l'usinage des matières plastiques, les travaux de mesurage des niveaux sonores et enfin l'industrie agroalimentaire.

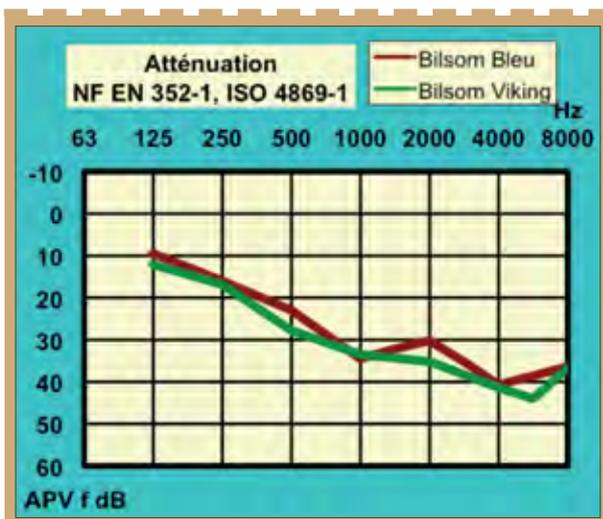


C'est pourquoi l'Art. R. 231-130 renforce les obligations de l'employeur qui doit prendre des mesures de prévention visant à supprimer ou à réduire au minimum les risques : elles concernent la mise en œuvre d'autres procédés de travail ne nécessitant pas d'exposition au bruit, le choix d'équipements de travail appropriés émettant le moins de bruit possible, la possibilité de mettre à la disposition des travailleurs des matériels conformes, la modification de la conception et de l'agencement des lieux et postes de travail (ERGONOMIE), des moyens techniques pour réduire le bruit aérien en agissant sur son émission, sa propagation, sa réflexion, tels que la réduction à la source, des écrans, des capotages, la correction acoustique du local, des moyens techniques pour réduire le bruit de structure, par exemple par l'amortissement ou par l'isolation, et aussi une meilleure organisation du travail prévoyant notamment des périodes de repos.

## 2 Protection contre le bruit

Les protecteurs individuels contre le bruit (PICB) sont classés en deux types en fonction du mode de port : circum-aural (serre-tête, casque), et intra-aural (bouchons standards ou obturateurs sur mesure). PA rapport au mode de fonctionnement : passif, ou actif. Les PICB de type passif forment un obstacle à l'accès des ondes sonores dans l'appareil auditif. Les PICB (bouchons, casques) actifs sont, quant à eux, munis d'un dispositif électronique permettant une réduction automatique et active des bruits.

Les casques passifs récents amènent à une réduction des vibrations causées par les BF (grâce à leur masse et leur volume), ainsi qu'un niveau d'atténuation plus efficace dans les BF que HF (à cause du Gain Naturel de l'Oreille). Ils autorisent une atténuation moyenne allant de 21 à 36 dB (d'Indice Global d'Affaiblissement) selon les modèles comme l'indique la figure suivante :



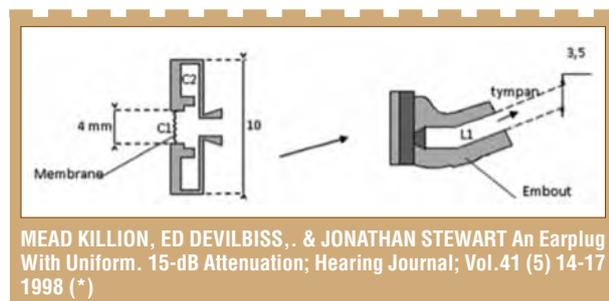
En ce qui concerne les embouts pré-moulés dits standards, ils s'adressent à un usage restreint, temporaire, d'un confort relatif au long terme et d'une efficacité tout aussi décriée, tant pour leur maintien et leur mise en place. En mousse polymère comprimable, ils restent poreux aux germes et nécessitent une hygiène stricte et un renouvellement fréquent (perte, détérioration) ; malgré leur coût économique, on ne peut les comparer au meilleur rendement des embouts moulés sur mesure.

Réalisés à partir d'une empreinte, ces derniers seront fabriqués en acrylique ou en silicone de densité 40 shores pour une tenue et une efficacité bien supérieure allant selon les fréquences de -10 à -45 dB. Munis de filtres ils permettent d'améliorer la perception de la parole, notamment des consignes orales de sécurité sur le lieu du travail.

On parle de protections anti-bruit passives sélectives, basées sur des filtres acoustiques spécifiques brevetés comme ceux de Mead KILLION (atténuation linéaire de 15 dB), de DE BOER- BEREND (filtres acoustiques à perçage de deuxième ordre, c'est-à-dire avec une pente d'atténuation de 12 à 15 dB par octave), ou de François LE HER (à filtrage sélectif, avec une pente d'atténuation de 24 à 30 dB par octave).

Pour les besoins non liés aux activités industrielles, il existe une variété permettant selon les indications professionnelles ou particulières (travail, loisirs, musique, sports, voisinage) de choisir forme et matière des protecteurs dans le respect des critères de sécurité et d'atténuation, de confort physique et de maintien d'une intelligibilité parfaite ou partielle.

Pour des musiciens professionnels, ou des amateurs initiés, les modèles largement diffusés comme les Pianissimo (-9, -15, -25 dB), en silicone 25 shores, sont efficaces, de bonne tolérance liée à la conception même du tandem filtre/embout sur mesure avec le principe qu'un résonateur d'Helmholtz se forme par l'inertie du canal sonore et la compliance combinée du diaphragme flexible et du volume de ce canal sonore comme sur la figure ci-dessous :



Sont également susceptibles de bénéficier de ce type de protection, les amateurs de musique en pratique occasionnelle et les personnels de lieux de spectacles (techniciens, ingénieurs du son) ou de discothèques.

Pour les activités de loisirs comme la chasse où les utilisateurs sont à la recherche à la fois d'une amplification des sons faibles et d'une protection auditive contre les bruits de détonation, nous pouvons proposer des casques à amplificateur actif (filtres actifs) composé de deux microphones, avec débruiteur de sons impulsifs et amplificateur de sons faibles.

Il existe une autre solution consistant à fabriquer des intra-auriculaires sur mesure (type Magnum Ear ou Soundscope), qui pourront aussi être recommandés dans le tir sportif. Les embouts moulés passifs à atténuation non-linéaire (comme les EP2 en acrylique dur et à valve réglable, mais également les PASSSTOP T4 en silicone) donnent une réponse non linéaire dans le conduit pour des niveaux supérieurs à 120 dB ; le volume d'air emprisonné dans la chambre du filtre augmente l'impédance de celui-ci et permet d'obtenir une atténuation qui augmente avec l'énergie d'entrée.

Les embouts à valve peuvent s'adresser aux autres activités de loisirs comme les sports mécaniques (pilotes, mécaniciens comme

spectateurs), dans la sécurité, les forces de l'Ordre, ou la protection rapprochée des personnes. Nous réalisons pour des demandes plus marginales des embouts moulés pour le sommeil (- 15 à - 20 dB d'IGA, en silicone 20 shores) en cas de nuisances du conjoint (ronflements) ou de nuisances de voisinage.

3

## Traitement antibruit actif

Au siècle dernier des ingénieurs américains ont imaginé de lutter contre le bruit en créant de l'antibruit. Le principe de base est simple puisqu'il s'agit de créer un champ de pression en opposition de phase avec le champ de pression nocif.

Pourtant après le premier brevet déposé en 1930 et qui concernait une réduction de bruit dans un circuit de ventilation, il a fallu attendre le début des années 80 pour voir les premières applications produites en série. Dans des jets privés, dans des voitures haut de gamme, dans les transformateurs de puissance, le principe de l'antibruit ou de la réduction active des vibrations a été appliqué dans de nombreux domaines.

Le plus connu à ce jour est le casque anti bruit pour l'écoute. Cet aboutissement n'est pas un hasard car il résume les contraintes et les limites d'efficacité d'un dispositif d'antibruit actif.

La contrainte majeure, c'est la prise en compte en temps réel des caractéristiques physiques du bruit indésirable pour générer l'opposition de phase parfaite qui aboutira à la pression acoustique minimum dans la zone à débruiter. Les limites d'efficacité, c'est notamment, l'étendue de la zone à dépolluer qui est définie par le champ d'action du ou des haut-parleurs.

Pour résoudre la problématique le dispositif type comprend (fig. 1) un « microphone de référence » qui capte le bruit ou « source primaire » et alimente le « contrôleur » qui va calculer l'opposition de phase et piloter un haut parleur lequel émet l'antibruit ou « source secondaire ». Enfin un « microphone d'erreur » placé devant le haut-parleur informe sur les performances du contrôle.

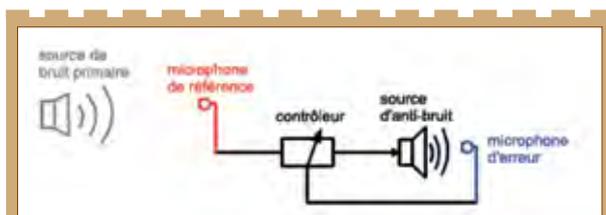


Fig. 1 : Montage antibruit actif mono référence et mono voie.

C'est donc ce binôme contrôleur/source secondaire qui a été l'objet de tous les efforts pour rendre le principe de l'antibruit actif toujours plus efficace avec les outils du moment.

Les toutes premières applications consistaient à activer manuellement le contrôleur et à produire l'antibruit (phase et intensité) en fonction des caractéristiques acoustiques de la source à neutraliser. Pour que ce soit réalisable, ces sources devaient être « simples » acoustiquement et l'efficacité se limitait à des espaces réduits. C'est le cas du bruit dans un circuit de ventilation : la nuisance est stable et basse fréquence et la conduite d'air est quasiment fermée, l'énergie générée par la source secondaire agit localement et efficacement.

Avec la fin du XX<sup>e</sup> siècle et grâce à l'évolution de l'électronique numérique, le dispositif est devenu de plus en plus performant et a permis les applications évoquées plus haut.

Certes il reste limité aux applications en basses fréquences, mais lorsque la nuisance est essentiellement dans ce registre (réacteur, transformateur...) et associé à des méthodes passives (carénage, coque...), il est très performant ; le casque actif en est un bon exemple.

Sa mise en œuvre est toujours délicate et des problèmes théoriques (algorithmes, placement et nombre de sources secondaires...) et technologiques (commande de systèmes complexes, sources sonores mobiles...) ne sont pas encore complètement résolus mais les calculateurs évoluent régulièrement et feront reculer ces limites. Cela permettra l'amélioration des applications existantes et l'apparition de nouvelles utilisations comme par exemple l'élaboration de décors sonores reconstitués pour améliorer le confort acoustique dans des lieux de vie collectifs ; galerie marchande, hall de passage, zone d'attente...

4

## Conclusion

Les Protections Individuelles Contre le Bruit représentent bien une des prérogatives de l'audioprothésiste, qui participe parfois aux mesures de spectres de bruits industriels, propose des PICB à spectre large, ou filtré sur bandes de bruits nocifs du poste de travail concerné. Il peut étendre sa mission à des conseils sur d'éventuelles corrections acoustiques du local professionnel (machines-murs-plafonds-sols). Pour protéger les salariés exposés, il réalise une prise d'empreintes et des obturateurs sur mesure pour en vérifier en champ libre l'atténuation selon le cahier des charges : il assure le relevé des seuils liminaires avec et sans PICB surtout sur les fréquences sensées être atténuées, des mesures in vivo avec et sans PICB en cabine, mais pourquoi pas sur le lieu du travail pour vérifier in situ la pression acoustique en fond de conduit et apprécier l'atténuation réelle du gain naturel du conduit auditif. En tant qu'employeur lui-même, il se doit de contrôler que ses salariés-audioprothésistes portent effectivement leurs protections individuelles lors de tests audiométriques en cabine aux côtés de jeunes patients.

5

## Bibliographie

BERNARD-MASSE Clément, thèse pour le D.E de Docteur en chirurgie dentaire, l'Acoustique du cabinet dentaire, 2011, Académie de Nancy-Metz.

(\*) DEL RIO Matthieu, LE HER François, ROY Thomas, guide de la Société Française d'Audiologie, Les Différents Types de Protection Individuelle, à paraître 2014.

INRS, Valeurs limites d'exposition au bruit et port de protecteurs individuels, préconisations ED 133, 2012.

INRS, Les Equipements de Protection Individuelle de l'ouïe, choix et utilisation, ED 868, 2009.

INRS, Bruit : estimation de la protection réelle des PICB, 2009.

INRS, Réglementation et prévention des risques liés au bruit, 2013.

INRS, Évaluer les risques liés au bruit, de l'estimation sommaire au mesurage normalisé, 2013.

INRS, Protection individuelle contre le bruit, 2011.



# Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif

**Mathieu PAQUIER** LabSticc CNRS UMR 6285,

Université de Bretagne Occidentale, 6 avenue Victor Le Gorgeu, CS 93837, 29238 Brest Cedex 3

mathieu.paquier@univ-brest.fr

1

## Intelligibilité dans le bruit

### 1.1. Normo-entendants vs malentendants

Dans le bruit, l'intelligibilité de la parole est dégradée. Cette dégradation peut être quantifiée en mesurant les SRT (Speech Reception Threshold), c'est à dire le rapport signal de parole / bruit requis pour obtenir 50% de phrases reconnues. Plomp (94) a effectué une revue sur les SRT pour des phrases présentées dans un bruit de fond continu (dont le spectre est généralement celui de la parole à long terme). Les malentendants (perte de type cochléaire) obtiennent des SRT plus élevées que les normo-entendants : il ont besoin d'un rapport signal/bruit plus élevé pour un taux de reconnaissance donné. Cette élévation des SRT est en moyenne de 2.5 dB chez les malentendants avec un perte moyenne, et de 7dB pour des pertes plus sévères. De telles différences peuvent sembler minimes, néanmoins avec ce type de stimulus, une élévation du SRT de 1 dB peut entraîner une modification d'intelligibilité de 14 à 19% autour du seuil 50% (Moore 95). La perception de la parole dans le bruit est donc bien plus dégradée chez les malentendants que chez les normo-entendants.

Pour les normo-entendants, les SRT sont nettement plus faibles (de 7 à 18dB) lorsque le masque est fluctuant (bruit fluctuant ou parole) que lorsqu'il est continu (Hygge et al 92, Baer et Moore 94). En revanche, pour les malentendants, les SRT sont quasiment identiques pour les deux types de masque (Festen et Plomp 90, Hygge et al. 92). En résumé, pour un masque de type locuteur concurrent, les SRT sont au moins 12dB plus élevés pour les malentendants que pour les normo-entendants (donc une large différence d'intelligibilité).

De plus, les malentendants présentent souvent des difficultés à exploiter les indices spatiaux (ITD, ILD, HRTF) pour séparer une cible d'un masque (Bronkhorst et Plomp 92, Peissig et Kollmeier 97). En fonction de la localisation des sources, ces difficultés peuvent engendrer une élévation des SRT jusqu'à 7dB.

### 1.2. Problème d'audibilité vs problème supraliminaire

#### 1.2.1. Indice d'articulation

L'indice d'articulation permet de quantifier le rôle de l'audibilité dans la perte d'intelligibilité (Pavlovic84).

$$AI = P \sum_{i=1}^{15} I_i W_i$$

$i$  est le numéro de la bande fréquentielle (ici une décomposition en 15 bandes).

$I_i$  indique l'importance de la bande  $i$  pour l'intelligibilité (par exemple une bande autour de 700 Hz est contient plus d'information de parole qu'une bande centrée sur 15 kHz).

$W_i$  est une fonction de poids (comprise entre 0 et 1) qui indique la proportion d'information de li réellement donnée dans les conditions expérimentales : si l'auditeur testé a une élévation des seuils absolus sur la bande  $i$ , ou si du bruit est présent sur la bande  $i$ ,  $W_i$  sera faible, et l'audibilité dans cette bande sera dégradée.

$P$  (proficiency factor) indique la précision d'énonciation du locuteur, et le degrés de connaissance du locuteur par l'auditeur.  $P$  est déterminé expérimentalement en établissant le lien entre AI et intelligibilité pour un premier groupe d'auditeurs.

Quelques études ont indiqué que l'AI était un bon prédicteur de l'intelligibilité pour les normo-entendants et pour des malentendants avec des pertes légères. En revanche, pour les cas de pertes sévères, l'intelligibilité était moins bonne que celle prévue par l'indice d'articulation (Pavlovic et al 86, Smoorenburg92). Cela indique qu'au moins pour les pertes sévères, l'élévation des seuils n'explique pas seule la dégradation de l'intelligibilité, et que des problèmes supraliminaires sont donc mis en jeu. D'ailleurs, si l'intelligibilité était uniquement reliée à l'audibilité, la parole à fort niveau plongée dans du bruit (mais tout de même au delà des seuils dans ces conditions) devrait être aussi bien perçue par des normo- et des malentendants... or ce n'est pas le cas.

#### 1.2.2. Intelligibilité dans le silence

Turner and Robb (87) ont proposé à des normo-entendants et des malentendants une tâche d'identification de consonnes occlusives suivies de la voyelle «a» jouées à différents niveaux. Pour les normo-entendants, les scores d'identification augmentaient de façon monotone avec la proportion de spectre au dessus des seuils, pour attendre 100% lorsque la totalité du spectre était passée au dessus des seuils absolus. Pour les malentendants, les scores d'identification était logiquement toujours inférieurs à ceux des normo-entendants, en revanche la barre des 100% n'était jamais atteinte, y compris lorsque tout le spectre était au dessus des seuils SL (même à 100 dB SPL). Cette expérience indique à nouveau l'influence de problèmes supraliminaires liés à l'intelligibilité (y compris dans le silence).

Plusieurs études (Sher & Owens 74, Walden et al. 81, Fabry et Tasell 86) ont simulé (chez des normo-entendants ou des malentendants unilatéraux coté oreille saine) une perte d'audibilité (filtrage simulant l'élévation des seuils absolus, ou égalisation de sonie oreille saine-oreille lésée).

Ces études ont indiqué des résultats variables, et surtout une très grande variabilité inter-individuelle, liée à la diversité des pertes. Globalement, on peut considérer que pour les pertes légères, les simulations donnaient les mêmes résultats d'intelligibilité que les auditeurs avec oreilles réellement lésées (l'audibilité était donc prépondérante). En revanche, pour les pertes moyennes à sévères, les simulations donnaient de meilleurs résultats d'intelligibilité que les oreilles réellement lésées, indiquant que pour ces pertes, l'audibilité n'explique pas seule l'intelligibilité.

### 1.2.3. Lien entre performances psychoacoustiques et perception de la parole

Puisque pour les surdités moyennes à sévères, l'intelligibilité apparaît liée à l'élévation des seuils mais aussi à des problèmes supraliminaires, des études ont observé la relation entre intelligibilité et les différents processus psychoacoustiques. En particulier, Glasberg et Moore (89) ont mesuré chez des malentendants bilatéraux et unilatéraux :

- l'intelligibilité dans le silence, et avec des bruits de 60 SPL et de 75 SPL,
- les seuils absolus et la dynamique (inconfort-seuils)
- la largeur des filtres auditifs
- les seuils de discrimination fréquentielle (son purs et complexes)
- les seuils de détection de gap temporel

Une analyse en composantes principales a indiqué que l'intelligibilité dans le silence était principalement liée aux seuils absolus. En revanche, l'intelligibilité dans le bruit était plutôt liée aux seuils de discrimination fréquentielle et de détection de gap temporel, ainsi qu'à la largeur des filtres (caractéristiques psychoacoustiques supraliminaires). L'importance relative de ces différents éléments semblait très dépendante du sujet et de sa perte.

## 1.3. Simulations

L'élévation des seuils absolus des malentendants entraîne une diminution de la dynamique (recrutement de sonie). Ces problèmes sont souvent accompagnés d'une dégradation de la sélectivité fréquentielle et/ou de la résolution temporelle. L'existence simultanée de ces altérations rend difficile l'étude de leurs effets chez les malentendants. En revanche, il est possible de simuler chez des normoentendants chacun de ces problèmes indépendamment des autres.

### 1.3.1. Élévation des seuils et recrutement de sonie

Moore et al (95) ont simulé chez des normo-entendants une élévation des seuils et le recrutement de sonie lié. Il ont simulé plusieurs types de pertes : audition normale, perte plate moyenne à 50HL, perte plate sévère à 67 HL, perte en pente de ski. Ils ont utilisé comme stimuli de la parole dans le silence, en présence de bruit continu, et en présence de locuteur concurrent. Ces stimuli ont ensuite été -ou non- amplifiés par un gain prothétique NAL (optimisé pour de la parole à 65dB SPL). Dans le silence, l'intelligibilité était dégradée uniquement pour les faibles niveaux, et était bien restaurée par NAL. En présence de bruit continu, l'intelligibilité était réduite, mais bien restaurée par NAL (sauf dans le cas d'une perte sévère). En présence de locuteur concurrent, l'intelligibilité était encore plus réduite, et de plus mal restaurée par NAL.

### 1.3.2. Dégradation de la sélectivité fréquentielle

Plusieurs études (Ter Keurs et al 92, Baer et Moore 92) ont simulé la dégradation de la sélectivité fréquentielle. Pour cela la méthode classique est l'utilisation d'une FFT court-terme, suivie par une convolution du spectre par une gaussienne plus ou moins large pour lisser le spectre, et enfin une FFT inverse pour revenir dans le domaine temporel. Dans le silence, ce lissage semble sans effet sur l'intelligibilité dans le silence. Pour la parole bruitée, la dégradation de l'intelligibilité est proportionnelle à l'élargissement des filtres. De plus, la dégradation semble plus flagrante sur les voyelles que sur les consonnes, et avec un locuteur concurrent qu'avec un bruit continu (5-7 dB de différence sur les SRT). La dégradation de la sélectivité fréquentielle

semble ainsi être une des origines des problèmes d'extraction de la parole avec un masque fluctuant chez les malentendants.

### 1.3.3. Dégradation de l'information temporelle

Plusieurs simulations utilisant la transformation de Hilbert ont indiqué que pour les normo-entendants, l'intelligibilité dans le silence reste bonne lorsque seule l'enveloppe temporelle ou seule la structure temporelle fine est disponible. En revanche, dans le bruit, ces auditeurs ont besoin de la structure fine pour conserver une bonne intelligibilité. Plusieurs études ont indiqué que le traitement de la structure temporelle fine était dégradé avec une perte de type lésion cochléaire (Lorenzi 06, Hopkins et al. 08), et MacDonald et al. (10) ont indiqué que des distorsions temporelles altérant uniquement la structure fine (sans dégrader l'enveloppe temporelle et le spectre à long terme) réduisait l'intelligibilité.

## 2

### Analyse de scènes auditives (bregman, 1990)

Pour mieux comprendre les processus liés à l'intelligibilité dans le bruit et notamment les difficultés des malentendants à percevoir la parole en présence d'un masqueur fluctuant, il est nécessaire de prendre en compte les natures respectives de la cible et du masqueur, en fonction desquelles les mécanismes d'analyse de la scène auditive mis en jeu seront différents. L'«analyse de scènes auditives» est un processus de groupement/ségrégation de différents composants sonores (temporels ou spectraux) permettant de séparer les différentes sources présentes dans une scène sonore. Cette analyse fait appel à des mécanismes «dirigés par schémas» (faisant appel à l'expérience, l'apprentissage) et à des mécanismes primitifs (innés).

Ces processus de groupement/ségrégation peuvent être simultanés ou séquentiels. Lorsque deux événements (par exemple deux voyelles concurrentes, ou deux notes jouées par deux instruments en même temps) sont simultanés, notre système auditif est capable de regrouper les différents composants fréquentiels en deux événements distincts (figure 1a). C'est le groupement «simultané». Lorsque plusieurs événements appartenant à deux sources se succèdent (par exemple les syllabes successives de deux locuteurs, ou les notes successives de deux instruments), notre système auditif est capable de regrouper les événements appartenant à la même source (figure 1b). C'est le groupement séquentiel. Les processus de groupement/ségrégation font appel à des indices spectraux, temporels, et spatiaux.



Figure 1a (à gauche) : groupement simultané : le système auditif regroupe les différentes composantes fréquentielles grises pour former l'évènement «gris», et les différentes composantes fréquentielles noires pour former l'évènement «noir».

Figure 1b (à droite) : groupement séquentiel : le système auditif regroupe les événements 1 et 4 en une entité (source «grise»), et les événements 2, 3, et 5 en une autre entité (source «noire»).



## 2.1. Groupement simultané

### 2.1.1. Harmonicité

Lorsque plusieurs événements (dont certains sont harmoniques) sont présentés simultanément, tous les harmoniques multiples d'un même fondamental sont regroupés pour former un événement (figure 2).

L'efficacité de ce processus est limitée : les fréquences fondamentales des différentes sources doivent être séparées d'au moins 3 à 8% (crible harmonique), de plus si de trop nombreux événements sont concurrents, la ségrégation échoue. Enfin toutes les sources ne sont pas harmoniques (spectres de bruit, voix chuchotées, instruments inharmoniques...), et il semble que ce mécanisme consiste plus en l'annulation d'un masque harmonique plutôt qu'en l'extraction d'une cible harmonique.

Cet indice exploite la détection de la fréquence fondamentale (hauteur tonale) des différents événements. Cette détection est limitée par les résolutions fréquentielle (tonotopiques) et temporelle (intervalles entre potentiels d'action).

### 2.1.2. Synchronisme des attaques et des chutes

Deux sources concurrentes sont rarement exactement synchrones. Le système auditif, qui réalise une sorte d'analyse temps-fréquence de la mixture, est capable de regrouper les composantes fréquentielles dont les attaques (et les chutes, dans une moindre mesure) sont synchrones (figure 3). Ce groupement est rendu possible par des cellules détectrices d'attaques et de chutes au niveau du noyau cochléaire. Ce mécanisme n'est efficace que lorsque les événements (et donc les partiels à ségréger) sont séparés d'au moins 30ms. D'autre part il faut que les partiels d'un même événement possèdent des attaques et/ou chutes synchrones et suffisamment abruptes. Notons enfin que si une perte auditive ne permet pas la préservation des informations en amont du noyau cochléaire (typiquement au niveau du codage cochléaire), ce mécanisme est altéré.

### 2.1.3. Synchronisme de modulation

De nombreuses sources sont modulées en amplitude et/ou en fréquence (par exemple la parole, avec son rythme syllabique/prosodie).



Figure 2 : groupement simultané sur la base de l'harmonicité : le système auditif regroupe les multiples de  $f_0$  pour former l'événement «gris», et les multiples de  $f_0$  noir pour former l'événement «noir».



Figure 3 : groupement simultané sur la base du synchronisme des attaques (et des chutes) : les partiels gris présentent des attaques (et chutes) synchrones. Ils sont donc regroupés en un événement «gris». Idem pour les partiels noirs regroupés en un événement noir.

Lorsque plusieurs sources simultanées (dont certaines sont modulées) sont concurrentes, les composantes fréquentielles modulées identiquement en amplitude ou en fréquence sont regroupées. Ce mécanisme consiste plus en l'annulation d'un fond modulé plutôt qu'en sélection d'une cible modulée.

### 2.1.4. Position commune dans l'espace

Lorsque les sources sont éloignées l'une de l'autre, leur différence de temps d'arrivée entre les deux oreilles (Interaural Time Difference : ITD) est commune à chaque composante fréquentielle appartenant à chacune d'elles. Le système auditif est capable de regrouper ces composantes sur la base de l'ITD.

L'ITD est principalement efficace en basses fréquences. Pour les fréquences plus élevées, l'ILD (Interaural level difference) permet la localisation en azimut. Néanmoins, le regroupement des composantes fréquentielles sur la base de l'ILD est plus complexe car la diffraction de la tête (et donc la fonction de transfert source-oreille) est différente pour chaque fréquence (HRTF : Head Related Transfer Function).

Chez les malentendants, les indices binauraux (ITD et ILD) sont altérés suite à l'élévation des seuils absolus (notamment dans le cas de pertes asymétriques). De même, les HRTF, aux raies fines et rapprochées, peuvent être lissées par l'altération de la sélectivité fréquentielle.

### 2.1.5. Groupement simultané chez les malentendants

En résumé, La ségrégation des sources simultanées utilise des informations fréquentielles et des informations temporelles. Une dégradation dans le codage de l'une de ces informations est donc susceptible d'entraîner un déficit de la capacité de l'auditeur regrouper/séparer les différentes composantes fréquentielles en événements distincts. Plusieurs études (Arehart98-05) ont indiqué un effet négatif d'une perte auditive sur l'identification de doubles-voyelles, dû à l'altération de la sélectivité fréquentielle. L'utilisation d'un gain pour compenser l'élévation des seuils absolus ne permettait pas d'amélioration de l'intelligibilité (Arehart98). Notons cependant que la corrélation entre cette tâche et les performances d'intelligibilité dans le bruit est faible (Summers98) : l'effet cocktail party ne se réduit pas à la ségrégation simultanée.

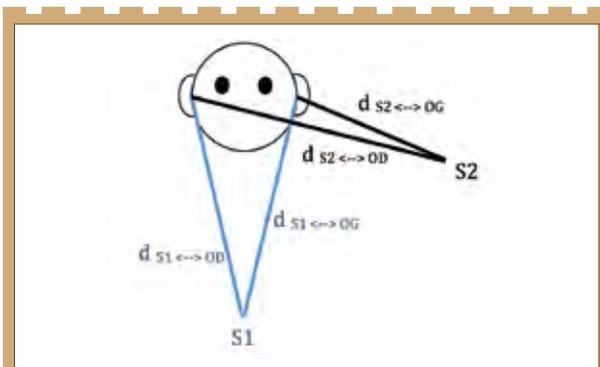


Figure 4 : groupement simultané sur la base de l'ITD :  
 $ITDS1 = (d S1 \leftrightarrow OD - d S1 \leftrightarrow OG) / c$   
 $ITDS2 = (d S2 \leftrightarrow OD - d S2 \leftrightarrow OG) / c$   
 (c célérité du son)

Tous les partiels retardés de ITDS1 entre les deux oreilles sont groupés ensemble. Tous les partiels retardés de ITDS2 entre les deux oreilles sont groupés ensemble.

## 2.2. Groupement séquentiel

La tâche généralement utilisée pour explorer les performances de groupement/ségrégation séquentielle est le streaming : des événements de fréquences différentes sont joués successivement de nombreuses fois (figure 4). Lorsque la séquence est jouée lentement, on perçoit un seul flux (un galop). Lorsque la séquence est jouée rapidement, deux flux sont perçus (une suite de sons aigus, et une suite de sons graves). L'illustration «naturelle» de cette expérience est la fusion (1 seul flux) de deux locuteurs concurrents (donc inintelligibles), ou au contraire leur séparation (2 flux de parole intelligibles). Plusieurs indices favorisent la fusion ou la séparation.

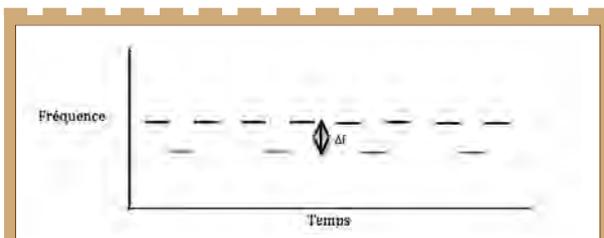


Figure 4. Expérience de streaming sur des sons purs.

### 2.2.1. Proximité de hauteur tonale

Des séries de sons purs dont les fréquences sont éloignées sont plus facilement séparées en deux flux que des séries de sons purs dont les fréquences sont proches. Pour des sons complexes, l'éloignement des fréquences fondamentales a le même effet.

### 2.2.2. Proximité de hauteur spectrale

Deux sons complexes ou des bruits dont les hauteurs spectrales (barycentres spectraux) sont éloignées sont plus facilement séparés en deux flux que des sons dont les hauteurs spectrales sont proches.

### 2.2.3. Proximité d'intensité

Deux sons dont les intensités sont éloignées sont plus facilement séparés en deux flux que des sons dont les intensités sont proches. Pour des cadences de moins de 2,5 sons par seconde, une différence de 5 dB entre deux sons purs de fréquence identique suffit pour entendre 2 flux. Si la cadence baisse, la différence de niveau nécessaire augmente.

### 2.2.4. Position commune dans l'espace

Des événements provenant de deux positions distinctes dans l'espace seront séparés en deux flux (exploitation des indices binauraux et des HRTF).

### 2.2.5. Règles de destin commun

Comme pour le groupement simultané, les «règles de destin commun» (synchronisme d'attaque, de chute, et de modulation d'amplitude et/ou fréquence) permettent de grouper/séparer des événements en flux distincts. Néanmoins ces indices temporels semblent moins efficaces que les indices de proximité de hauteur, d'intensité, ou de position spatiale.

### 2.2.6. Groupement séquentiel chez les malentendants

Sur une tâche de streaming avec des sons purs (Mackersie01), la variabilité entre auditeurs semble grande, et il n'y a pas de corrélation claire entre performances de ségrégation et perte de sélectivité fréquentielle.

En revanche, sur une tâche de streaming avec des sons complexes ou des voyelles, une réduction des indices spectraux (de hauteur ou de bande passante) induite par une perte (réelle ou simulée) entraîne un déficit de ségrégation séquentielle (Stainsby04, Gaudrain 07). Ces stimuli sont proches de la parole réelle. Le déficit de ségrégation séquentielle peut donc être expliqué (au moins en partie) par l'altération de la sélectivité fréquentielle.

## Conclusion

L'intelligibilité est dégradée dans le bruit. Pour les normo-entendants, cette dégradation est plus importante avec un bruit continu qu'avec un bruit fluctuant, car ils peuvent exploiter les trous temporels et spectraux d'un masque fluctuant. Cette exploitation est beaucoup plus difficile pour les malentendants, du fait de plusieurs éléments : élévation des seuils, recrutement de sonie, élargissement des filtres auditifs, dégradation du traitement de la structure temporelle fine du signal. En effet ces dégradations entraînent une altération des processus de groupement de sons simultanés et surtout séquentiels (ces derniers étant très liés à l'intelligibilité dans le bruit).

## Bibliographie

- Arehart, K.H. (1998), *J. Acoust. Soc. Am.*, "Effect of high-frequency amplification on double-vowel identification in listeners with hearing loss," 104, 1733-1736.
- Arehart, K.H., Rossi-Katz, J. et Swensson-Pruttsman, J. (2005), "Double-vowel perception in listeners with cochlear hearing loss : differences in fundamental frequency, ear of presentation, and relative amplitude," *J. Speech Language Hear. Res.* 48, 336-252.
- Baer, T. et Moore, B. C. (1993), «Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise,» *J. Acoust. Soc. Am.* 94, 1229-1241.
- Baer, T. et Moore, B. C. (1994), "Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech," *J. Acoust. Soc. Am.* 95, 2277- 2280.
- Bregman, A. S. (1990), *Auditory Scene Analysis : The Perceptual Organization of sound* (The MIT Press, Massachusetts, USA).
- Bronkhorst, A. et Plomp, R. (1992). "Effect of multiple speechlike maskers on binaural speech recognition in normal and impaired hearing," *J. Acoust. Soc. Am.* 92, 3132-3138.
- Fabry DA, Van Tasell DJ. (1986) Masked and filtered simulation of hearing loss: effects on consonant recognition. *J Speech Hear Res.* 29(2):170-8.
- Festen, J. et 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, 1725-1736.
- Gaudrain E., Grimault N., Healy E.W., Béra J.-C. (2007). "Effect of spectral smearing on the perceptual segregation of vowel sequences." *Hear Res.* 231, 32-41.
- Glasberg BR, Moore BC. (1989) Psychoacoustic abilities of subjects with unilateral and bilateral cochlear hearing impairments and their relationship to the ability to understand speech. *Scand Audiol Suppl.* 32:1-25.
- Hopkins, K., Moore, B.C.J., Stone, M.A., (2008). Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. *J. Acoust. Soc. Am.* 123, 1140-1153.



- Hygge, S., Rönnerberg, J., Larsby, B., and Arlinger, S. (1992). Normal hearing and hearing impaired subjects' ability to just follow conversation in competing speech, reversed speech, and noise backgrounds, *J Speech Hear. Res.*, 35, 208-215.
- Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, C., Garnier, S., Moore, B.C.J., (2006). Speech perception problems of the hearing impaired reflect an inability to use temporal fine structure. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 103, 18866-18869.
- MacDonald EN, Pichora-Fuller MK, Schneider BA (2010). Effects on speech intelligibility of temporal jittering and spectral smearing of the high-frequency components of speech. *Hearing Research*. 261: 63-66.
- Mackersie, C. L., Prida, T. L., et Stiles, D. (2001). "The role of sequential stream segregation and frequency selectivity in the perception of simultaneous sentences by listeners with sensorineural hearing loss," *J. Speech Language Hear. Res.* 44, 19-28
- Moore, BC (1995) *Perceptual Consequences of Cochlear Damage* (Oxford Medical Publications), p 165-168
- Pavlovic CV., (1984) Use of the articulation index for assessing residual auditory function in listeners with sensorineural hearing impairment. *J Acoust Soc Am.* 75(4):1253-8.
- Pavlovic CV, Studebaker GA, Sherbecoe RL. (1986) An articulation index based procedure for predicting the speech recognition performance of hearing-impaired individuals. *J Acoust Soc Am.* 80(1):50-7.
- Peissig, J. et Kollmeier, B. (1997). "Directivity of binaural noise reduction in spatial multiple noise-source arrangements for normal and impaired listeners," *J. Acoust. Soc. Am.* 101, 1660-1670.
- Plomp, R., (1994), noise, amplification, and compression : considerations of three main issues in hearing aid design. *Ear Hear.*, 15, 2-12.
- Sher AE, Owens E. (1974) Consonant confusions associated with hearing loss above 2000 Hz. *J Speech Hear Res.* 17(4):669-81.
- Smootenburg GF. (1992) Speech reception in quiet and in noisy conditions by individuals with noise-induced hearing loss in relation to their tone audiogram. *J Acoust Soc Am.* 1992 91(1):421-37.
- Stainsby, T.H., Moore, B.C.J. et Glasberg, B.R. (2004), "Auditory streaming based on temporal structure in hearing-impaired listeners," *Hear. Res.* 192, 119-130.
- Summers, V. et Leek, M.R. (1998), "F0 processing and the separation of competing speech signal by listeners with normal hearing and with hearing loss," *J. Speech Language Hear. Res.* 41, 1294-1306.
- ter Keurs M, Festen JM, Plomp R. (1992) Effect of spectral envelope smearing on speech reception. I. *J Acoust Soc Am.* 91(5):2872-80.
- Turner CW, Robb MP. (1987) Audibility and recognition of stop consonants in normal and hearing-impaired subjects. *J Acoust Soc Am.* 81(5):1566-73.
- Walden BE, Schwartz DM, Montgomery AA, Prosek RA. (1981) A comparison of the effects of hearing impairment and acoustic filtering on consonant recognition. *J Speech Hear Res.* 24(1):32-43.



## Impact du bruit sur la compréhension chez le déficient auditif : Spécificités de la surdité traumatique - Mesure du handicap

**Arnaud COEZ** Audioprothésiste, Laboratoire de correction auditive E. Bizaguet, Paris

### Résumé

La surdité traumatique a la spécificité d'être brutale. Des distorsions importantes de la sensation sonore en intensité, en fréquence et en temps y sont associées ainsi que l'apparition d'acouphènes plus ou moins invalidants. Le patient souffre d'autant plus de son manque soudain de perception qu'il n'a pas eu la possibilité de mettre en place des suppléances de compensation centrale de son handicap. Au travers d'un cas clinique, concret, nous décrivons les mécanismes neurophysiologiques ascendants et descendants qui s'avèrent inadaptés à la compréhension dans le bruit. Nous émailleons cette description des tests vocaux qui peuvent nous aider à mesurer l'impact du bruit sur la compréhension du déficient auditif et à la mesure de son handicap résiduel même après appareillage.

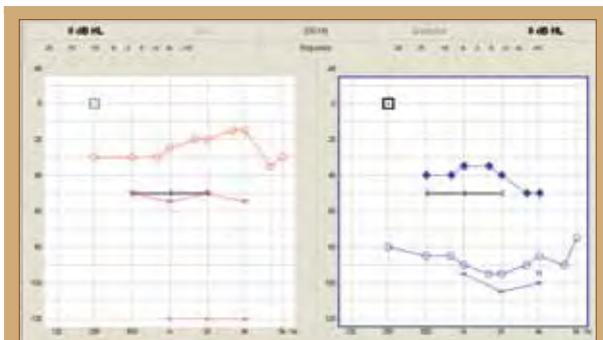


Figure 1 : Audiométrie tonale au casque

Oreille droite (rouge) : seuils liminaires (cercles), seuils de confort (M-M), seuils d'inconfort. Cette oreille sert de référence par rapport à la perception potentielle côté gauche, même si l'audiométrie tonale ne nous permet pas d'exclure une atteinte des fibres nerveuses cochléaires qui peuvent avoir été détruites à 80% sans répercussion sur les seuils tonals liminaires.

Oreille gauche (bleu) : seuils liminaires (cercles), seuils de confort (M), seuils d'inconfort. On notera un recrutement extrême. A 2 kHz une dynamique de 100 dB à 2 kHz à droite n'est que de 15 dB à gauche, soit un facteur de recrutement de 6,7 qui devra être compensé par la compression de l'appareil auditif choisi.

Audiométrie tonale en champ libre avec assourdissement oreille droite : autant il est difficile d'obtenir un équilibre stéréo-acoustique au seuil d'audition (losange bleu), autant il est possible d'atteindre un seuil de confort comparable à gauche à celui existant à droite. Cette mesure peut être complétée en faisant écouter des sons à droite au casque à différentes intensités et à différentes fréquences en demandant au patient de signaler quand il ressent la même intensité côté gauche. Les phénomènes de diaplousie et de distorsions fréquentielles peuvent perturber la réponse du patient mais ce peut être l'occasion de les appréhender. On vérifiera par ailleurs que les sons forts ne dépassent pas le niveau d'inconfort. Il est utile après s'être assuré d'un équilibre stéréophonique

Madame A occupe un emploi de bureau dans une entreprise réputée sans nuisances sonores. Un essai d'alerte d'incendie a été réalisé dans son entreprise. La sirène, puissante, située à l'aplomb de son bureau l'a surprise. Elle a perdu brusquement de l'acuité auditive, unilatéralement, côté gauche. Il n'y a pas eu de récupération. Au moment de l'accident, elle s'est sentie hébétée, incrédule. Les responsables de son entreprise ne semblaient pas accorder de crédit à cette surdité. Sa compréhension et sa capacité de communication était restée intacte dans un milieu calme, malgré un sentiment de moins entendre, de perdre la capacité de localiser la source de son et ayant le sentiment de n'entendre qu'à droite. De plus, un bruit fantôme, qu'elle seule perçoit du côté gauche, a fini de la désorienter. Elle prend l'avis du médecin d'entreprise qui dédramatise l'accident. Gênée par son acouphène, elle consulte son médecin traitant qui lui annonce qu'il faut qu'elle apprenne à vivre avec ce bruit que l'on appelle un acouphène. Elle consulte ensuite un spécialiste de l'acouphène qui lui conseille de faire de la sophrologie. Elle finit aux urgences ORL où est évoqué BAHA, implant cochléaire... Egarée et déprimée elle arrive au laboratoire pour un essai d'appareillage CROS en espérant retrouver l'audition perdue...

### 1 Prescription d'essai d'appareillage

L'audiométrie tonale (**Figure 1**) a permis de mettre en évidence la quantité perdue à gauche (en ayant pris soin de masquer l'oreille droite). L'audiométrie vocale dans le silence (dissyllabique, JE Fournier) révèle une intelligibilité nulle même à des niveaux sonores élevés (en ayant masqué l'oreille droite). On peut se demander si ce bilan médical qui est nécessaire pour prescrire le port d'appareils auditifs est suffisant pour rendre compte de la fonctionnalité de son système auditif et de réaliser un choix audioprothétique judicieux. Nous pouvons pour le moins, essayer d'évaluer sa gêne dans le bruit en complétant ce bilan médical par une audiométrie vocale dans le bruit de type test d'Elbaz qui aurait permis d'objectiver sa gêne décrite dans le bruit (**Figure 2**).

Le bilan audio métrique gauche peut faire douter de l'intérêt de l'appareillage conventionnel côté gauche d'autant que le résultat audio prothétique étant souvent apprécié par la capacité à répéter des mots, le résultat risque d'être jugé négatif. Pourtant d'autres considérations sont à prendre en compte et qu'il conviendra d'explicitier à Madame A pour qu'elle puisse atteindre des objectifs raisonnables.

### 2 Exploration fonctionnelle dans le cadre de l'appareillage

La prothèse auditive va être un outil d'exploration du champ auditif gauche en permettant d'atteindre des niveaux sonores qu'un audiomètre clinique ne permet pas toujours d'atteindre. L'essai



d'une prothèse auditive va permettre également de s'inscrire dans le temps et d'évaluer les capacités du système auditif à utiliser cette information auditive et ce code neural nouveau particulièrement distordu du fait du trauma cochléaire affectant cellules ciliées internes et externes, fibres nerveuses alors que l'oreille droite fonctionne comme auparavant.

Les conséquences de cette atteinte des cellules ciliées doivent être évaluées par l'audioprothésiste qui recherchera les zones inertes cochléaires, les pertes de sélectivité fréquentielle, les phénomènes de diplacousie induits, les pertes d'acuité temporelle et les distorsions en intensité (élévation des seuils de détection, abaissement des seuils d'inconforts, dynamique extrêmement réduite). Le logiciel 'Distorsion' développé pour le Collège National d'Audioprothèse par Y Lasry, permet d'explorer ces distorsions cochléaires en intensité, en fréquence et en temps, notamment par la réactualisation de l'audiométrie dite de Bekesy.

De plus, la conservation d'une audition 'normale' à droite permet une comparaison de la perception sonore avec l'oreille lésée et d'apprécier l'impact des lésions cochléaires.

Les tests de Bocca peuvent laisser espérer une fusion des informations provenant de l'oreille gauche (mauvaise qualité, forte intensité) et de l'oreille droite (excellente qualité, faible intensité) qui améliorent sa capacité de compréhension. Un équilibrage stéréophonique peut laisser espérer une perception améliorée de 6 dB par rapport à la situation actuelle, une capacité accrue de localiser les sons dans l'espace et à terme une amélioration de la capacité de compréhension dans le bruit même si des travaux récents montrent l'importance du rôle des cellules ciliées externes dans le démasquage de la parole dans le bruit (Verpy et al., 2008).

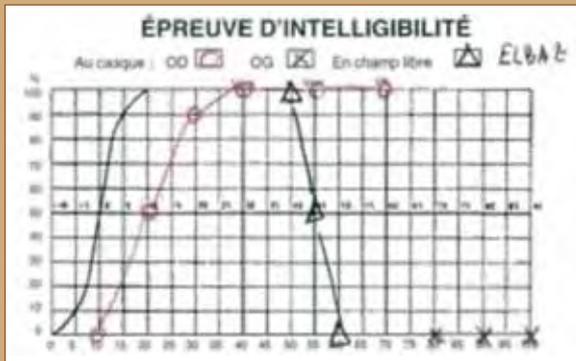


Figure 2. Audiométrie vocale au casque (listes dissyllabiques JE Fournier) : côté droit un maximum d'intelligibilité est atteint dès un niveau de voix faible alors que la compréhension reste nulle à de fortes intensités côté gauche. Ce test rend peu compte des difficultés ressenties par la patiente. Le Test d'Elbaz de résistivité au bruit (blanc) permet de compléter utilement ce bilan (triangle). Par rapport aux courbes de références, Madame A présente une diminution de son intelligibilité dès des niveaux Signal/bruit peu élevés (-10 dB, 0% intelligibilité alors qu'une intelligibilité de 9% est attendue chez l'entendant). Le test peut être amélioré en préférant un bruit de cocktail party à un bruit blanc comme proposé dans les CD d'audiométrie vocale du Collège National d'Audioprothèse. L'évaluation en champ libre avec appareil ne met pas en évidence d'amélioration d'intelligibilité à gauche mais on peut s'attendre à un gain théorique au seuil d'intelligibilité vocale de 6 dB. L'évaluation sera complétée par un test de Hirsch permettant de s'assurer qu'à un niveau de voix moyenne la patiente est capable de séparer les sources sonores, condition de base pour espérer pouvoir comprendre dans le bruit.

Cette stéréo-acousie retrouvée sera évaluée par l'audioprothésiste par un test de localisation spatiale Decroix-Dehaussy (Figure 3), et un test de capacité de séparation de sources (test de Hirsch). Ce dernier test pourra être aménagé par l'utilisation de bruits de type 'cocktail party' pour permettre au malentendant d'utiliser une stratégie d'écoute plus écologique.

## 3

## Suivi audio prothétique

Cette évaluation se poursuivra dans le temps pour modifier (augmenter) le gain au fil des visites en fonction de l'acceptation de la prothèse auditive et des apprentissages mis en place. Passé une zone d'éblouissement auditif, le patient est capable de mettre en place un nouveau codage, à l'audioprothésiste de l'accompagner dans ses apprentissages (Figure 4).

Cette évaluation portera également sur le motif premier de consultation qui était l'acouphène. Comme bien souvent quand un acouphène accompagne la perte d'audition, la stimulation auditive par la prothèse auditive permet de faire céder l'acouphène.

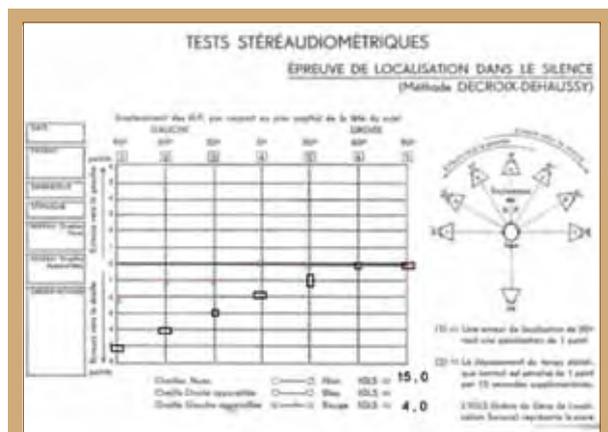


Figure 3 : L'indice global de localisation spatiale permet de s'assurer que Madame A améliore ses capacités de localisation spatiale avec appareil IGLS = 4 - 0 par rapport à la situation sans appareils (IGLS=15 - 0), condition de base pour améliorer sa compréhension dans le bruit.

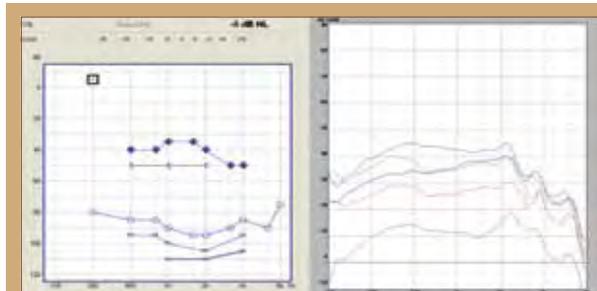


Figure 4: Au cours du temps, les seuils d'audition (cercles bleus) sont restés comparables mais les seuils de confort (M-M) et d'inconfort se sont modifiés du fait d'un port régulier de l'appareil (>8h/jour). Ceci a rendu possible de modifier au cours du temps le compromis confort-efficacité chez cette patiente. Le gain de l'appareil a pu être augmenté de 25 dB à plus de 40 dB. L'appareillage a permis d'évaluer le fonctionnement de l'oreille gauche et de développer une rééducation fonctionnelle qui s'est mise progressivement en place. La conservation de la fonction auditive à gauche permettra d'envisager d'éventuelles stratégies thérapeutiques autres (implant cochléaire).

L'atteinte des cellules ciliées externes et l'impossibilité du cerveau d'exercer un contrôle efficace sur celles-ci modifient la capacité de compréhension dans le bruit mais aussi empêchent une boucle de rétro-action qui engendre ce 'bruit' du système nerveux responsable de l'acouphène (Perrot and Collet, 2013; Perrot et al., 1999; Perrot et al., 2006).

Après quelques mois de port de l'appareil, la gêne induite par l'acouphène est de 4 sur une échelle de 10 (alors qu'elle était de 9 initialement) et l'intensité n'est plus que de 4.5 sur une échelle de 10 (initialement 9). Des résultats comparables sont obtenus par des équipes qui utilisent l'implant cochléaire sur des oreilles cophosées avec acouphène invalidant (Arndt et al., 2010; Buechner et al., 2010; Vermeire and Van de Heyning, 2009). Les résultats montrent une diminution de l'intensité de l'acouphène quand l'implant cochléaire fonctionne. De plus, au cours du temps, les auteurs rapportent une capacité fonctionnelle retrouvée à comprendre des mots après quelques mois de port de l'implant chez ces patients initialement cophotiques. Le fait de pouvoir restituer une écoute binaurale (Coez et al., 2013; Scheffler et al., 1998) a des répercussions fortes sur l'organisation des cartes cérébrales (Figure 5). Une évaluation de cette technique est en cours en France. Madame A pourra probablement bénéficier de cette approche dans les années à venir. Il demeure néanmoins important de continuer de stimuler son système auditif gauche pour conserver la fonction auditive gauche, de lui permettre de ne pas faire le deuil de cette oreille et surtout de préparer un futur à cet organe de l'audition très endommagé mais pas totalement détruit. L'essai de l'appareillage auditif demeurera pour ces patients une approche souhaitable avant le recours à l'implant qui sera posé par les limites de l'appareillage auditif conventionnel.

## 4 Vers une rééducation orthophonique

Cet appareillage pour être pleinement efficace s'accompagnera d'une prise en charge orthophonique. La lecture labiale est spontanément utilisée par Madame A mais elle peut être renforcée par quelques séances d'orthophonie. Il n'est plus à démontrer les synergies qui existent entre le système auditif et le système visuel dans la compréhension du langage oral (King and Calvert, 2001).

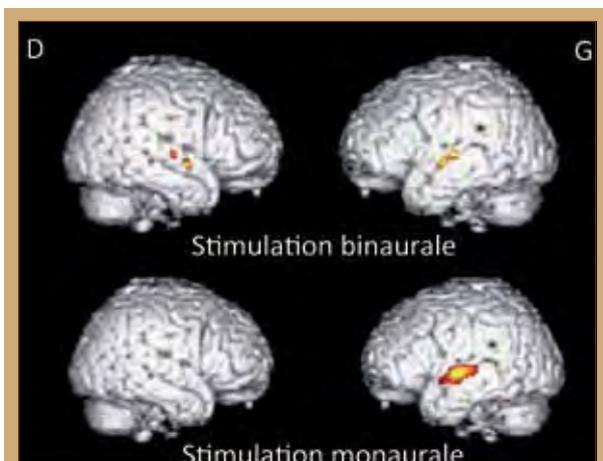


Figure 5 : L'objectif principal de toute réhabilitation auditive est de rendre possible la discrimination d'indices acoustiques par le cerveau. De nombreuses études montrent une organisation différente des cartes corticales selon que la perception auditive est monaurale ou est binaurale (d'après Coez et al., 2013).

Au-delà de la lecture labiale, certaines équipes arrivent à améliorer les capacités des patients à comprendre dans le bruit par des exercices d'entraînement (Song et al., 2011) qui peuvent être évalués en électrophysiologie.

La prise en charge d'une surdité brusque unilatérale est difficile, elle demande de la part de l'audioprothésiste beaucoup de pédagogie pour faire accepter l'appareillage conventionnel par le patient qui doit s'investir dans une démarche d'apprentissage ingrate avec des résultats sur la compréhension dans le bruit assez éloignés de ses espoirs initiaux. Mais cet appareillage permet de conserver des grandes propriétés du système auditif : stéréo-acousie, conservation des boucles de rétro-actions, limitation des sensations acouphéniques et de préparer le système auditif à des évolutions futures des stratégies de correction du handicap auditif (implant cochléaire). Au-delà de la correction du handicap auditif, la confiance établie au fil des rendez vous aura permis la prise en charge de la déficience auditive mais également des symptômes associés tel que l'acouphène. Cet accompagnement lui aura permis de mettre en place une stratégie lui permettant de surmonter son trauma initial tant auditif que psychologique qui la conduisait vers la dépression faute de pouvoir trouver une explication et une solution satisfaisante.

## 5 Bibliographie

- Arndt, S., Aschendorff, A., Laszig, R., Beck, R., Schild, C., Kroeger, S., Ihorst, G., Wesarg, T., 2010. Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otol Neurotol* 32, 39-47.
- Buechner, A., Brendel, M., Lesinski-Schiedat, A., Wenzel, G., Frohne-Buechner, C., Jaeger, B., Lenarz, T., 2010. Cochlear implantation in unilateral deaf subjects associated with ipsilateral tinnitus. *Otol Neurotol* 31, 1381-1385.
- Coez, A., Zilbovicius, M., Ferrary, E., Bouccara, D., Mosnier, I., Ambert-Dahan, E., Bizaguet, E., Martinot, J.L., Samson, Y., Sterkers, O., 2013. Brain voice processing with bilateral cochlear implants: a positron emission tomography study. *Eur Arch Otorhinolaryngol*.
- King, A.J., Calvert, G.A., 2001. Multisensory integration: perceptual grouping by eye and ear. *Curr Biol* 11, R322-325.
- Perrot, X., Collet, L., 2013. Function and plasticity of the medial olivocochlear system in musicians: A review. *Hear Res*.
- Perrot, X., Micheyl, C., Khalfa, S., Collet, L., 1999. Stronger bilateral efferent influences on cochlear biomechanical activity in musicians than in non-musicians. *Neurosci Lett* 262, 167-170.
- Perrot, X., Ryvlin, P., Isnard, J., Guenot, M., Catenoix, H., Fischer, C., Mauguiere, F., Collet, L., 2006. Evidence for corticofugal modulation of peripheral auditory activity in humans. *Cereb Cortex* 16, 941-948.
- Scheffler, K., Bilecen, D., Schmid, N., Tschopp, K., Seelig, J., 1998. Auditory cortical responses in hearing subjects and unilateral deaf patients as detected by functional magnetic resonance imaging. *Cereb Cortex* 8, 156-163.
- Song, J.H., Skoe, E., Banai, K., Kraus, N., 2011. Training to improve hearing speech in noise: biological mechanisms. *Cereb Cortex* 22, 1180-1190.
- Vermeire, K., Van de Heyning, P., 2009. Binaural hearing after cochlear implantation in subjects with unilateral sensorineural deafness and tinnitus. *Audiol Neurootol* 14, 163-171.
- Verpy, E., Weil, D., Leibovici, M., Goodyear, R.J., Hamard, G., Houdon, C., Lefevre, G.M., Hardelin, J.P., Richardson, G.P., Avan, P., Petit, C., 2008. Stereocilin-deficient mice reveal the origin of cochlear waveform distortions. *Nature* 456, 255-258.



## Déclin cognitif et prise en charge de la surdité : évaluation de la personne âgée.

**Docteur Isabelle MOSNIER** AP-HP, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Centre Référent des Implants Cochléaires et du Tronc Cérébral en Ile de France, Paris 75013, France - UMR-S 867, Inserm / Université Paris 7 Denis Diderot, Paris 75018, France

La prévalence de la maladie d'Alzheimer en Europe est évaluée à environ 5% de la population âgée entre 70 et 79 ans, pour atteindre 40% après 90 ans. Les études épidémiologiques estiment que le nombre de sujets atteints de démence va doubler tous les 20 ans pour atteindre environ 115 millions dans le monde en 2050. Des études prospectives retrouvent une étroite corrélation entre la surdité liée à l'âge et la présence d'une démence après 65 ans. Les sujets atteints de surdité légère, moyenne et sévère ont respectivement 2, 3 et 5 fois plus de risques de développer une démence [Lin et al., Arch Neurol 2011]. Cependant, l'impact de la réhabilitation auditive par les audioprothèses sur les fonctions cognitives n'a pas été clairement démontré. Seules 8 études ont été publiées à ce jour avec des résultats discordants, probablement liées à la variabilité des méthodologies employées. Par ailleurs, aucune étude n'est publiée sur l'évolution des fonctions cognitives après implantation cochléaire, ni sur l'impact des fonctions cognitives sur les performances auditives obtenues avec l'implant cochléaire.

Dans une étude multicentrique, nous avons analysé de façon prospective l'association entre fonction cognitive et performances auditives chez 95 patients âgés de plus de 65 ans qui ont bénéficié d'un implant cochléaire. L'âge moyen était de 72 ans [64-85]. Les patients ont été évalués avant l'implantation, et 6 et 12 mois après l'activation. Les performances auditives ont été mesurées en utilisant les mots en liste de Fournier dans le silence et à différents niveaux de rapport/bruit. Les fonctions cognitives ont été évaluées en utilisant six tests analysant la mémoire antérograde, l'attention, l'orientation, les fonctions exécutives, la flexibilité mentale et les fluences (Mini-mental state examination, test des 5 mots de Dubois, test de l'horloge, d2 test pour l'attention, fluences, Trail

Making test A et B). La qualité de vie après implantation cochléaire a été mesurée en utilisant le questionnaire NIJMEGEN. Les résultats montrent que l'implantation cochléaire améliore les performances auditives dans le silence et dans le bruit dès 6 mois post-implantation. ( $p < 0.0001$ ) ainsi que la qualité de vie. Par ailleurs les fonctions cognitives s'améliorent dès 6 mois après l'implantation avec des scores anormaux aux différents tests et une amélioration des scores moyens pour chacun des tests. L'analyse multivariée a retrouvé que seul un test cognitif, les fluences verbales pour les lettres, est corrélé à de meilleures performances avec l'implant cochléaire dans le bruit ( $P=0.01$  à SNR +15dB,  $P=0.0007$  à SNR +10dB,  $P=0.019$  à SNR =5 dB). Les facteurs pronostiques non cognitifs des bonnes performances auditives dans le bruit étaient principalement l'existence d'une mauvaise lecture labiale avant l'implantation. L'âge était corrélé aux performances que dans des conditions de bruit très difficiles (SNR 0 dB).

Les fonctions cognitives les plus importantes pour la compréhension de la parole sont la vitesse de traitement de l'information, l'attention, la mémoire de travail et la capacité à utiliser un contexte cognitif. Même s'il n'existe pas encore d'évaluation cognitive spécifique et pronostique pour le sujet malentendant, il est important de dépister des déficits cognitifs débutants en utilisant une évaluation simple et rapide, avec des consignes données sous une forme écrite (par exemple le MOCA test). Un tel diagnostic pourra être un argument supplémentaire sur l'importance de la réhabilitation auditive pour permettre de retarder le déclin cognitif. Dans ce contexte, une rééducation orthophonique, qui est à la fois sensorielle et cognitive, est indispensable afin d'optimiser les résultats de l'appareillage ou bien sur de l'implant cochléaire.



## Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur L'HYPERACOUSIE...

**Philippe LURQUIN** CHU St Pierre Bruxelles - Membre du Collège National d'Audioprothèse

### 1 Introduction

La définition de l'hyperacousie est « l'intolérance à des sons que d'autres supportent normalement » ou que le patient précédemment supportait. Elle se distingue donc nettement du recrutement, phénomène périphérique qui est un rattrapage de la sensation d'intensité chez le sujet présentant une surdité de perception pour rejoindre les niveaux de sonie du normo entendant à haut niveau. A l'inverse l'hyperacousie est un mécanisme central, aujourd'hui de mieux en mieux identifiée, qui génère un déplacement global de la sonie vers des sensations plus intenses dès les bas niveaux. On retrouve une surdité dans de nombreux cas en particulier lorsque l'hyperacousie répond à un manque. L'hyperacousie n'est donc pas comme on l'entend quelquefois une « intolérance aux sons forts ».

Si la plainte d'acouphène reste très fréquente et récurrente il ne faudrait pas pour autant oublier d'évoquer son fréquent corollaire : l'hyperacousie.

Selon l'OMS, l'hyperacousie frapperait 2% de la population. Une étude récente réalisée par Internet et courrier montre des résultats identiques. Selon P. Jastreboff 40 % des acouphéniques présenteraient une hyperacousie alors que 96 % des hyperacousiques présenteraient un acouphène comme plainte secondaire.

Nous l'avons évoqué plus haut la cause première d'hyperacousie reste l'absence de stimulation chez l'individu présentant un déficit auditif (Lurquin & coll 2003). Aujourd'hui la plupart des études sur l'animal montre une réorganisation corticale rapide en deux temps :

- Dans un premier temps après l'apparition de la surdité, les influx nerveux se raréfient dans le système nerveux central en raison de la diminution des cellules ciliées fonctionnelles et par voie de conséquence la diminution des potentiels d'action.
- Dans un second temps un rééquilibrage se produit. Celui-ci est lié à la levée d'inhibition sur les relais sous-corticaux qui produisent des influx spontanés en réponse à la sous-stimulation. La désafférentation crée donc l'hyperacousie. Le même mécanisme est aussi générateur de l'acouphène pour autant qu'une synchronie inter-fibres s'établisse.

Les deux mécanismes ci-dessus se succèdent avec une certaine rapidité, en fonction de l'âge du sujet et de l'importance du déficit. Celui-ci est lui-même dépendant de la perte audiométrique et du niveau de bruit ambiant dans lequel baigne le sujet. Il fut établi chez l'animal que ces modifications plastiques ne se produisaient pas si le niveau de bruit dépassait le seuil audiométrique car c'est bien la sous-stimulation -et non la surdité- qui crée le remaniement cortical. Ainsi chez l'animal présentant une surdité sévère mais baigné dans un niveau sonore de plus de 100 dB, le mécanisme ne s'enclenchera pas. (Eggermont & Norena). Ces observations supportent l'idée que l'appareillage rapide tant chez le nourrisson que chez l'adulte ou le senior devenu sourd est et demeure un facteur de conservation sensorielle et cognitive.

Un autre type d'hyperacousie semble moins fréquente, celle liée à un dysfonctionnement métabolique chez le sujet « normo-entendant ». Plusieurs hypothèses à ce sujet ont été émises (Marriage & coll 1998) impliquant entre autres la sérotonine. Ces pathologies se rencontrent dans certaines maladies comme le syndrome de Williams ou encore la fibromyalgie.

La mesure typique de l'hyperacousie n'est pas le relevé du seuil subjectif d'inconfort car cette mesure n'est pas assez spécifique car elle teste à la fois le recrutement et le seuil d'inconfort... ! Une mesure de type courbe de croissance de la sensation d'intensité (type LGOB) donne un meilleur indice de la présence d'un rattrapage dès les bas niveaux. Toutefois, à l'usage, cette mesure n'offre pas toujours la reproductibilité indispensable pour que l'audioprothésiste puisse avoir foi en elle. Une échelle de mesure de l'hyperacousie, basée sur la dynamique auditive de l'ensemble des fréquences audiométriques a été proposée par Johnsson (1999). Afin de faire le tri entre recrutement et hyperacousie, Jastreboff considère que si les seuils d'inconfort sont inférieurs à 100 dB il y a toujours au moins partiellement une composante d'hyperacousie accompagnée ou non de recrutement.

On réalisera plutôt un questionnaire calibré (Nelting 1996, Khalifa 2000). Toutefois on prendra garde à ne pas assener de diagnostic uniquement sur base de ce document. L'interview du patient ainsi que son comportement durant celle-ci restent très porteurs d'indice de gêne auditive. En effet ces questionnaires comportent des items non spécifiques de l'hyperacousie (« lorsqu'il y a beaucoup de bruit autour de moi je ne comprends plus rien »... ou encore « j'ai peur qu'un bruit fort détruise mon oreille ». Dans le premier cas, la confusion avec le recrutement est possible, dans le second cas, on détectera davantage - de par les multiples questions qui commencent par j'ai peur de - la peur irraisonnée ou phonophobie que l'hyperacousie en elle-même.

### 2 L'intégration temporelle auditive

Un certain nombre de patient lors de l'anamnèse se révèlent très dérangés par de sons brefs ou des bruits impulsifs. Il nous faut ici rappeler que la sensation d'intensité n'est pas totalement corrélée avec l'intensité. En effet la durée du son intervient de façon déterminante dans la sensation d'intensité. (Buus & Florentine 1992). Ainsi un son de 90 dB produit pendant plusieurs secondes sera ressenti comme « très fort » voire inconfortable ou désagréable. Inversement, le même son réduit à une fraction de seconde sera vécu comme confortable ; s'il ne dure que quelques millisecondes il sera perçu comme faible voire quasi imperceptible (Fig 1). L'intégration temporelle auditive est donc la différence de sonie entre un son de longue durée et un son de durée brève.

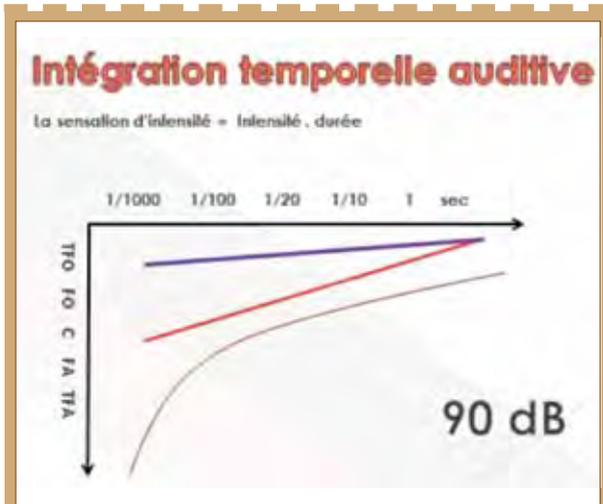


Fig 1 : sonie en fonction de la durée du son pour un normo-entendant et deux situations pathologiques.

La courbe brune en trait fin ci-dessus illustre la sonie d'un individu normo-entendant. Chez les patients souffrant d'un trouble de l'analyse temporelle auditive (droites mauve et orange) le mécanisme d'intégration temporelle auditive se réduit et les sons perçus comme faible sont perçus comme très voire trop fort... Ranger des assiettes devient difficilement supportable, manger dans une brasserie est pénible, les hauts talons sur le carrelage sont perçus excessivement fort, etc.

La solution professionnelle n'est pas la fourniture de bouchons anti-bruits même si ceux-ci peuvent être portés quelques heures par jour afin de réduire le caractère douloureux de certaines situations sociales (restaurant, sortie d'école). La solution professionnelle et thérapeutique consistera à fournir un appareil producteur de bruit blanc qui créera un matelas sonore (fig 2) suffisant pour masquer la perception des sons faibles et réduire l'amplitude des transitoires. En cas de surdité le choix de l'appareil de correction auditive sera orienté par la présence d'un réducteur de bruit d'impact numérique associé bien sûr, dans un ACA combiné, avec un producteur de bruit blanc.

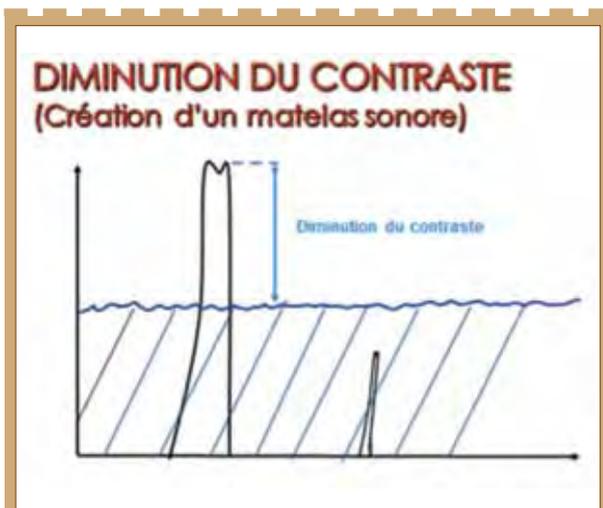


Fig 2 : réduction de l'amplitude des transitoires de grande amplitude (à gauche) ou masquage de bruits d'impacts faibles (à droite) par la création d'un matelas sonore au bruit blanc.

3

### L'hypothèse du noyau cochléaire dorsal

Celle-ci est nourrie par les recherches en matière d'acouphène. Outre la comorbidité importante, les mécanismes restent identiques et reposent sur l'hyperactivité des relais sous-corticaux ; le noyau cochléaire et le colliculus inférieur sont les véritables sources de ces pathologies. Une étude récente de Li et coll (2013) a mis le doigt sur le mécanisme créateur d'influx surnuméraires spontanés. Ceux-ci sont le fait des cellules fusiformes des noyaux précités et sont en particulier dus au fragile équilibre du canal potassium (Kcnq). Cette découverte est extrêmement importante car elle pourrait ouvrir des voies de recherche chez l'homme, avant d'imaginer une probable thérapie chimique et vraisemblablement de permettre d'établir la preuve de l'efficacité de la stimulation acoustique...

4

### La réorganisation corticale

Le cortex par sa plasticité s'accommode aux changements dans l'environnement sensoriel. Les causes de cette réorganisation corticale peuvent être soit environnementales par diminution de l'entrée sensorielle (port continu de bouchons anti-bruit y compris dans des situations ne le nécessitant pas) soit intrinsèque par réduction des afférences en provenance des cellules sensorielles. La diminution du nombre de stéréocils cochléaires est en soi déjà suffisante. Ceci implique toutefois une bonne plasticité corticale auditive; voilà pourquoi toutes les personnes âgées malentendantes ne développent pas d'hyperacousie. La réorganisation en cas de sous stimulation massive (membre amputé ou zone cochléaire morte) engendrera divers mécanismes :

- Épaississement du nerf sensoriel
- Développement de vacuoles dans les cellules nerveuses du nerf déafférenté
- Surreprésentation corticale de la zone sensorielle « manquante »
- Douleur fantôme (et son corollaire acoustique l'acouphène)
- Hyperesthésie lors de la stimulation des zones lésées et proches de la lésion ( et son corollaire acoustique l'hyperacousie)

5

### Un peu de neuropsychologie

D'autres mécanismes plus centraux permettent de mieux comprendre l'intolérance au bruit. L'individu normal possède un mécanisme de filtrage des bruits. Le rôle des filtres sous-corticaux est de limiter l'envoi de messages inopportuns au cortex. En effet celui-ci serait assailli de façon permanente et ingérable si l'attention devait se focaliser sur chaque nouveau stimulus. Le traitement des perceptions de chaque sens saturerait rapidement le cortex sensoriel et le mécanisme attentionnel (Botero & Lurquin) s'il n'y avait un mécanisme de tri appelé 'sortie du champ de conscience'.

La non perception d'un stimulus pourtant bien capté par les cellules sensorielles repose sur la réunion de trois caractéristiques : la neutralité, la reconnaissance et la continuité. Une règle d'or peut ainsi être édictée : « Seuls les stimuli à la fois (émotionnellement) neutres, connus et continus sortent du champ de conscience ». Un seul manquement à ces trois caractéristiques et la perception consciente du stimulus revient... Un bon exemple de ce mécanisme est la non conscience du bruit lorsque l'on roule en voiture.

Le problème du malentendant déaffecté de longue date est que cette exclusion automatique -par le mécanisme décrit ci-dessus- de certains bruits ne fonctionne plus en raison de l'oubli de ceux-ci. L'effacement de la mémoire des bruits liés à un geste, une action ou un déplacement engendrera, lorsque le patient sera appareillé, la perception consciente de celui-ci. Si le patient refuse cette perception qu'il considère comme intrusive et non désirée (« je veux entendre mieux la parole, pas les bruits ») l'affect associé risque d'être l'irritation.

La conséquence en sera la mise en état d'alerte auditive, extrêmement énergivore donc fatigante. Cette mise en état d'alerte n'est en rien liée à l'intensité ni à la fréquence du stimulus mais à sa (re) connaissance. Ce mécanisme fondamental est tellement essentiel qu'il n'est pas déconnectable : il participe au mécanisme de survie. Il se produit pour chaque nouveau contraste ... La bonne solution audioprothétique est-elle la réduction du gain, le counselling adapté pour prévenir et soutenir le patient dans son travail de réapprentissage des sons ou l'entraînement auditif ?

Enfin rappelons le lien entre le mécanisme de focalisation attentionnelle sur un stimulus et l'émotion que celui-ci engendre. Celui-ci est le fait du faisceau de connexion sous-cortico thalamique. La réaction à un stimulus n'est pas liée à son spectre mais à l'émotion associée ou au souvenir d'une expérience passée. L'amplification apportée par le système limbique (centre des émotions) et ses conséquences à long terme sur l'activation sur système nerveux autonome vont engendrer des réactions somatiques importantes. Ceci explique l'importance contextuelle dans l'intolérance au son. Par exemple un bruit nocturne et inattendu produit par un être aimé ou un inconnu voire un individu détesté engendrera des réactions comportementales (réveil, inquiétude, énervement et leurs corollaires somatiques : tension artérielle, rythmes cardiaques et respiratoires) d'ampleurs différentes. L'anticipation et la crainte qui en découlent engendreront une forme d'hypervigilance et un renforcement des mécanismes de détection (figure 2).

## 6 L'hyper-expansion liminaire

Si le recrutement participe au mécanisme de rattrapage progressif de la sensation d'intensité il convient d'ajouter ici que

- La droite de croissance de la sensation d'intensité lorsqu'elle est analysée finement n'a rien d'une droite mais présente plutôt des caractéristiques curvilinéaires.
- Dès les premiers décibels au-dessus du seuil, le taux d'expansion n'est pas compris entre 1 et 3 comme on l'a souvent présenté mais répondrait (Florentine 2003) plutôt à une expansion dans un rapport de 16,5 : 1 en moyenne !
- Ceci induit une zone d'hypersensibilité au contraste aux alentours du seuil. Le moindre décibel de variation pouvant avoir une répercussion en termes de sensation largement suffisante pour comprendre le terme de « non perception de la douceur » (softness imperception) utilisé dans la presse anglo-saxonne.

La compréhension de ce mécanisme dont les composantes centrales et/ou périphériques sont mal établies permet par contre d'appréhender certaines difficultés lors d'appareillages avec des phonèmes justes audibles comme les fricatives ou les chuintantes si la perte d'audition est en chute dans l'aigu. Ceux-ci ne sont pas vécus comme très doux ou doux mais très rapidement comme confortables ou forts.

## 7 Prise en charge et solutions

Face à une hyperacousie légère ou moyenne (évaluation au moyen du questionnaire de Nelting) les solutions audioprothétiques sont variables et dépendent de la gêne évaluée. Outre les limiteurs et compresseurs, mentionnons l'utilité du réducteur de bruit d'impact (Chalupper 2011) et de l'activation à bas niveau des réducteurs de bruits et double micros. L'expansion peut se révéler très intéressante pour la réduction des effets de la croissance anormale de la sensation d'intensité dans les bas niveaux.

Face à une hypersensibilité forte ou sévère (classification de Nelting) et un patient ne supportant plus les bruits ambiants, voire sa propre voix, la seule solution reste non pas l'emploi de bouchons de protection mais la désensibilisation au moyen de producteurs de bruit blanc avant toute forme d'amplification. Un plan thérapeutique de longue durée au moyen d'appareils combinés peut être formulé au patient. Celui-ci prévoira l'ouverture des micros après 3 à 6 mois en fonction de l'importance de l'hyperacousie, de l'âge du patient et de l'ancienneté du problème. L'efficacité de cette méthode fut décrite par J.Hazell (1999), S.Gold (2000), et P.Lurquin & al (2001).

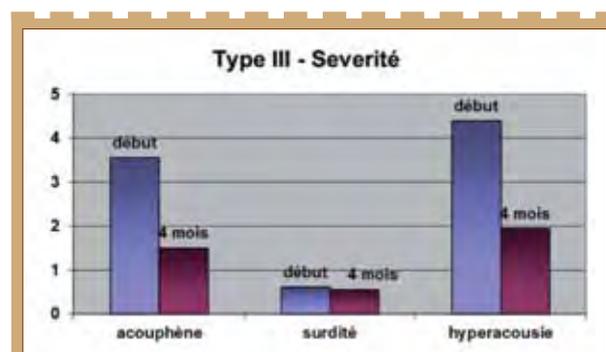


Fig 3 : Evolution des EVA (échelles visuo-analogiques) chez des patients (n=47) ayant une plainte principale d'hyperacousie (TRT type III). La mesure a été réalisée avant prise en charge et quatre mois après l'adaptation d'un producteur de bruit blanc

## 8 Bibliographie

- Andersson G., Lindvall N., Hursti T., Carlbring P.  
International Journal of Audiology « Hypersensitivity to sound (hyperacusis) a prevalence study conducted via internet and the post », 2002, vol 41 pp 545-554
- Bottero M., Heyde C., Lurquin P.  
Les Cahiers de l'audition « Acouphène et attention auditive », 2010, vol 23 n°1, pp 25- 44
- Chalupper J., Powers T.  
The Hearing Journal « New algorithm is designed to take the annoyance out of transient noise » 2007, vol 60, pp 42-47
- Fan-Gang Zeng  
Hearing Research « An active loudness model suggesting tinnitus as increased central noise and hyperacusis as increased nonlinear gain », 2013, vol 295, pp172-179
- Florentine M.  
The Hearing Journal « It's not recruitment -gasp !! It's softness imperception » 2003, vol 56, n°3, pp 10-15
- Florentine M.  
J.Acoust Soc.Amer. « Level discrimination of tones as a function of duration », 1986, vol 79 (3), pp 792-797



Formby C, Sherlock LP, Gold SL.

« Adaptive plasticity of loudness induced by chronic attenuation and enhancement of the acoustic background ». *J Acoust Soc Am.* 2003, Jul 114(1), pp 55-58.

Gold S.,Frederick E.,Formby C.

« Shifts in dynamic range for hyperacusis patients receiving tinnitus retraining therapy »,1999, Proceedings of the VI th international tinnitus seminar ,pp 297-301

Jastreboff P.Jastreboff M.

*J.Am Acad.Audiol* « Tinnitus retraining therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients » 2000, vol 11,pp 162-177

Johnson M.

*The Hearing Journal* « A tool for measuring hyperacusis »,1999, vol 52, pp 34-35

Katzenell U.,Segal S.

*Otol Neurol* « Hyperacusis : review and clinical guidelines » 2001,vol 22 pp 321-327

Li S, Choi V, Tzounopoulos T.

*Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA*, « Pathogenic plasticity of Kv7.2/3 channel activity is essential for the induction of tinnitus » 2013, Jun 11;110(24), pp 9980-5

Lurquin P,Germain M.

*Les cahiers de l'Audition* « Hyperacousie,misophonie,phonophobie : Mode d'emploi » 2001, vol 14, n°6 ,pp 34-41,

Lurquin P, Wiener V. Thill MP, Lambert O.

*Les Cahiers de l'Audition* « L'hyperacousie : un symptôme banal du patient désafférenté ? » 2003, vol 16 N° 4 pp 22-31

Marriage J.,Barnes N.

*The Journal of Laryngology and Otology* « Is central hyperacusis a symptom of 5-hydroxytryptamin (5-HT) dysfunction ? » 1995, vol 109,pp 915-921

Mc Kinney C.,Hazell J.,Graham R.

« Changes in loudness discomfort level and sensitivity to environmental sounds with habituation based therapy » 1999, Proceedings of the VI th international tinnitus seminar ,pp 499-501

Moller A.

*J.Am Acad Audiol* « Similarities between severe tinnitus and chronic pain », 2000, vol 11 pp115-124

Nelting M.,Rienhoff N.,Hesse G.,Lamparter U.

*Laryngo-rhino-otol.* « Die Erfassung des subjektiven Leidens unter hyperakusis mit einem selbstbeurteilungsbogen zur Geräuschempfindlichkeit (GÜF) », 2002, vol 81,pp 327-334

Noreña A.J., J.J. Eggermont.

*Hearing Research*, « Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus »,2003, vol 183, pp 137-153.

Noreña, A.J., Farley, B.J.

*Hearing Research* « Tinnitus-related neural activity: Theories of generation, propagation, and centralization », 2012, p1-11

Shore S.E.; Zhou J.

*Hearing Research* « Somatosensory Influence on the cochlear nucleus and beyond », 2006,pp 90-99.

Shore, Zhou, Koehler

*Progress in brain research* « Neural mechanisms underlying somatic tinnitus ».2007,vol 166, pp107-123

Valente M.,Goebel J.,Duddy D,Sinks B.,Peteein J.

*J.Am Acad.Audiol* « Evaluation and treatment of severe hyperacusis »,2000, vol 11 n°6, pp 295-299

Westcott M.

*ENT news*, « A perspective on tinnitus, hyperacusis and acoustic shock injury research »,2008, vol 17 n°5, pp 94-95

Ziegler E, Gosepath K.,Mann W.

*Laryngorhinotologie* « Therapy of hyperacusis in patients with tinnitus » 2000, vol 79 n° 6, pp 320-326

## Anamnèse et cas cliniques

**Thomas ROY** Audioprothésiste D.E. Membre du Collège National d'Audioprothèse  
Laboratoires F. LE HER - 41, rue de la tour de beurre - 76000 Rouen

L'anamnèse dans sa globalité joue un rôle essentiel dans le bon déroulement de la procédure d'adaptation prothétique. La parfaite connaissance du patient, de son environnement, de son vécu auditif, de ses difficultés et de ses attentes conditionnent directement les paramètres de la correction auditive qui devront être mis en place. Dans le cadre spécifique d'une exposition passée ou actuelle au bruit, différents éléments sont à prendre en compte.

L'exposition aux bruits peut être définie en trois grandes catégories : l'exposition sonore professionnelle, l'exposition traumatique accidentelle et l'exposition extra-professionnelle ou de loisir. Ces trois catégories sont elles-mêmes caractérisées par le nombre d'années d'exposition ainsi que par la nature de l'exposition journalière. Si l'on détaille toujours plus avant ces expositions, les différentes dimensions du bruit vont être des éléments primordiaux à prendre en compte lors de l'appareillage notamment son intensité, son spectre, le caractère stable, fluctuant ou impulsif.

L'anamnèse issue du Précis d'Audioprothèse (Tome 1, Le Bilan d'Orientation Prothétique) permet dans un premier temps de renseigner l'audioprothésiste sur les activités professionnelles du patient : est-il toujours en activité, quelle est ou a été la nature de sa profession, a-t-il été soumis à des niveaux de bruits conséquents... Autant d'éléments à même d'enrichir l'interrogatoire par de nouvelles questions issues de ces premiers éléments de réponse. Si le patient mentionne par exemple travailler dans le bruit, est-il confronté à l'obligation de porter des Protections Individuelles Contre le Bruit (PICB) susceptibles d'interférer avec le port de prothèses auditives, a-t-il des besoins de communications spécifiques, aura-t-il la possibilité de manipuler cet appareillage s'il porte un casque ou des gants ?

L'exposition à des niveaux de pression acoustique élevés pose également des contraintes quant à la réalisation de l'audiométrie d'orientation prothétique. Les phénomènes de fatigue auditive ou TTS (Temporary Threshold Shift) apparaissent immédiatement après une exposition à des niveaux sonores importants, engendrant une perte d'audition temporaire dont le temps de récupération va varier en fonction de l'intensité et de la fréquence du stimulus, du temps d'exposition et de paramètres individuels. Les mesures audiométriques doivent ainsi être réalisées après avoir respecté un repos d'au moins 72 heures sans stimulations supérieures à 85 dB durant cette période.

L'exposition traumatique accidentelle intervient généralement brutalement entraînant une perte d'audition potentiellement importante sur les fréquences aiguës, parfois associée à des zones inertes cochléaires. Quels sont alors les besoins des patients vis-à-vis de ces zones fréquentielles durement altérées, a-t-il des besoins spécifiques d'audibilité de cette partie du spectre qui pourraient conduire à la mise en place d'une amplification importante si possible ou d'algorithmes de transposition ou de compression fréquentielle pour entendre par exemple des alarmes aiguës, des signaux de recul sur des véhicules industriels... Une autre notion essentielle dans ce genre de cas, est le délai écoulé entre la survenue du traumatisme et la prise en charge prothétique. Un délai important associé à une perte d'audition significative sur une partie du spectre conduit très souvent à la mise en place de phénomènes de compensation avec une utilisation accrue des fréquences restantes pour les processus

de compréhension. Ces compensations peuvent notamment être observées au niveau des mesures audiométriques lorsque la vocale se trouve meilleure que pourrait le laisser supposer la courbe tonale. Les mesures vocales théoriques doivent en effet présenter un seuil d'intelligibilité au niveau de la moyenne des points en audiométrie tonale pour les fréquences 500, 1000 et 20000 Hz. Le maximum d'intelligibilité est lui retrouvé 10 dB au-dessus du seuil tonal à 2000 Hz. L'existence de ces compensations doit être prise en compte dans les paramètres d'amplification pour veiller à ne pas remettre totalement en cause un schéma perceptif mis en place de longue date.

Lorsque la prise en charge est ainsi tardive, il est intéressant d'interroger le patient sur les raisons de son attente : la gêne était-elle jusqu'alors insuffisante, la perte auditive s'est-elle majorée dernièrement, y a-t-il des raisons esthétiques, financières... Inversement, la gêne exprimée par le patient peut sembler disproportionnée par rapport aux résultats des mesures audiométriques : la présence éventuelle d'acouphènes, d'hyperacousie est-elle alors le motif premier de sa consultation, sommes-nous en présence de fatigue auditive...

Pour les patients travaillant dans un environnement sonore bruyant, il est essentiel lors de l'anamnèse d'appréhender le plus précisément possible le déroulement d'une journée de travail. L'exposition est-elle permanente, y a-t-il des changements de poste et donc d'environnement acoustique au cours d'une même journée, quelles sont les caractéristiques des temps de pauses, qui sont autant de questions pouvant aboutir à la mise en place de réglages spécifiques avec potentiellement plusieurs réglages par exemple. L'intensité du bruit auquel ces patients sont confrontés est évidemment un élément primordial à relever. Ce niveau va, au regard de la législation du travail actuelle, conditionner le port éventuel de Protections Individuelles Contre le Bruit. Lorsque ces PICB ne sont pas obligatoires et que l'appareillage auditif est nécessaire, il va dans un premier temps falloir analyser précisément les caractéristiques du bruit. Ces informations conditionneront directement le type d'appareillage (ouvert ou fermé), la présence de plusieurs programmes (différents environnements acoustiques), les paramètres de la compression et de limitation du niveau de sortie, les besoins de communications spécifiques (HF, Bluetooth...). Lorsqu'au contraire, le niveau de bruit justifie légalement de la mise en place de PICB, l'appareillage peut dans certains cas être toléré lorsque la preuve est faite d'un effet protecteur de ce dernier. En accord avec l'employeur et la médecine du travail, l'audioprothésiste doit pouvoir démontrer que les caractéristiques du réglage et que la parfaite obturation du conduit auditif permettent d'obtenir en fond de conduit des niveaux respectant les normes en vigueur.

Le spectre du bruit influe également sur les paramètres d'amplification ou sur les réglages fréquentiels des systèmes débruiteurs. Le spectre reste une notion difficile à décrire par le patient et l'utilisation d'enregistrements à l'aide par exemple d'un simple smartphone ou d'un dictaphone permet par une analyse logicielle élémentaire d'obtenir des informations concrètes. Ce qui est tout à fait acceptable au niveau spectral le sera toutefois beaucoup moins du point de vue de l'intensité, les microphones de ce genre d'équipements



## Réglage spécifique en milieu bruyant

**Céline GUEMAS** Audioprothésiste D.E. Centre Bretagne Audition

Si la réhabilitation prothétique d'une part, et la protection auditive d'autre part sont des domaines très documentés et maîtrisés par tout audioprothésiste, combiner les deux est un vrai travail d'équilibriste. Or, il est relativement fréquent de rencontrer des patients appareillés, ou en cours d'appareillage, qui évoluent en environnement bruyant, environnement supérieur à 80 dB SPL. Ce patient type porte éventuellement des protections dans le travail ou dans le cadre des loisirs mais il a un problème de communication. Deux questions principales font alors jour : Peut-il continuer à porter ses appareils de correction auditive dans cette situation ? Quels réglages et quelles précautions doit-on prendre dans ce cas précis ? Notre objectif sera de privilégier le port de l'appareil de correction auditive, en s'assurant du caractère non iatrogène de l'aide auditive. Cette prise en charge sur mesure pourra se faire en analysant de manière quantitative le rapport signal sur bruit au sein de nos laboratoires. Nous pourrions ainsi utiliser notre chaîne de mesure, particulièrement la mesure in vivo du module REM, couplée au logiciel BioSoundSystem (BSS), dans l'idée de reproduire ces environnements spécifiques et de contrôler les niveaux de sortie des aides auditives. Si cela est impossible, nous choisirons alors le port d'une protection auditive sur mesure adaptée aux besoins du patient.

Il n'existe pas de recette en la matière, seule une démarche rigoureuse et encadrée peut être proposée, avec pour objectif d'envisager le port de l'aide auditive malgré un environnement sonore bruyant. Rappelons en ce domaine la recommandation de l'INRS Norme NF EN 458 : « assurer la protection de l'audition ne doit pas aboutir à une surprotection, le niveau résiduel perçu sous le protecteur ne doit jamais être inférieur à 70 dB(A) » ; L'objectif est de ne pas isoler le patient de son environnement sonore en lui permettant de communiquer avec les autres salariés et de percevoir les signaux avertisseurs de danger. Notre aide auditive devra donc répondre à cette recommandation. Pour ce faire, nous pourrions, dans un premier temps, relever, en chaîne de mesure, au coupleur 2cc, l'OSPL 90 (niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90dB SPL) afin d'exclure tout risque de traumatisme et tout niveau de pression acoustique maximale dépassant le niveau d'inconfort du patient. Nous déterminerons ensuite la courbe de réponse en fréquence du niveau de pression acoustique obtenu in vivo, soit à proximité du tympan, pour 90dB SPL de niveau

acoustique d'entrée (RESR 90). Le tracé des courbes de sortie dont le niveau d'entrée varie de 40 à 90 dB SPL permettra la modification du niveau de sortie au regard du niveau et du temps d'exposition au bruit du patient.

On choisira un appareil de type intra auriculaire ou un contour d'oreille avec embout sur mesure et un évent de 1.5 mm. On exclura les appareillages open ou embouts ouverts qui ne permettraient pas d'occlure suffisamment l'oreille ni de rendre l'appareillage protecteur dans les basses fréquences (**Figure 1**). Les débruiteurs seront particulièrement activés et efficaces en cas de bruits stationnaires.

Notons d'autre part que les microphones directionnels, à forte intensité, seront perturbés par l'augmentation du champ réverbéré, celui-ci devenant plus important que le champ direct. Leur activation sera donc adaptée au regard de l'environnement de notre patient. Enfin, nous ne pourrions en aucun cas envisager l'utilisation des égaliseurs, poussés à leur maximum, à des fins de systèmes électroniques protecteurs de l'audition. Ils ne sont d'ailleurs pas présentés comme tels par les fabricants : il faut les envisager comme des « sous-programmes » de confort. En effet, les délais de transition entre chaque environnement sonore prennent en moyenne 15 secondes (la scène sonore doit être stabilisée pour permettre l'enclenchement du système). D'autre part, il semblerait qu'à forte intensité, le nombre de critères d'interprétation des scènes sonores ne soit pas suffisant pour permettre la reproductibilité du système. La même problématique se poserait d'ailleurs pour les systèmes de programmes automatiques. Il est donc impossible d'envisager que ces algorithmes seuls puissent répondre à notre demande de protection.

Nous ferons donc le choix d'un deuxième programme d'écoute, destiné à l'environnement spécifique de notre patient, qu'il activera manuellement. Ce deuxième programme sera une déclinaison de notre premier programme. Les niveaux de sortie seront contrôlés sous in vivo. Les stimuli intégrés dans le module REM serviront aux réglages (nous ne pouvons en aucun cas utiliser d'autres stimuli à cet effet). Une fois ces réglages réalisés, on contrôlera, à proximité du tympan de notre patient, les niveaux de sortie et le spectre des bruits de son environnement professionnel par exemple. Nous pouvons ainsi utiliser un dosimètre de catégorie 2 qui nous informera sur les niveaux sonores et/ou un enregistreur sonore qui nous permettra de visualiser le spectre sonore. Ces données seront intégrées dans le logiciel BSS, diffusées via les hauts parleurs de la cabine audiométrique, à niveaux de sortie contrôlés. Prenons ainsi l'exemple de Monsieur G., patient du laboratoire et prothésiste dentaire de métier. Monsieur G. présente une surdité sévère évolutive. Il est appareillé depuis 5 ans et a pris l'habitude, depuis l'accoutumation de sa perte, de couper les microphones de ses appareils auditifs, au lieu de porter son casque antibruit comme il le faisait au début de sa perte. Lorsqu'il exécute certains travaux, tel le grattage des prothèses dentaires, il est totalement isolé de son environnement : la communication avec ses employés est alors impossible et il n'entend pas le téléphone sonner. En phase de renouvellement, nous lui proposons d'activer un deuxième programme d'écoute destiné à cette situation sonore particulière. Afin de réaliser une vraie prise en charge personnalisée, nous sommes allés enregistrer, au cours d'une journée, son environnement sonore de travail. Le spectre de

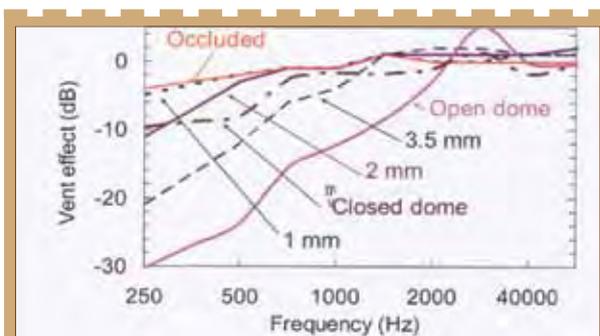


Figure 1: Effect of different sized vents on the frequency response of amplified sound, relative to the response with a tightly fitting earmaol or earshell. H. Dillon Hearing Aid 2012 p 137



sa pièce à main (**Figure 2**), ainsi que les niveaux sonores, ont été analysés. Puis, l'enregistrement a été intégré dans BSS et diffusé en cabine via le haut-parleur central, au niveau sonore enregistré in situ. Les niveaux de sortie à proximité du tympan ACA ON sur P1 et ACA OFF ont été relevés (**Figure 3**). Enfin, nous avons contrôlé les niveaux de sortie du programme 2, soit le programme « bruit au travail », afin de nous assurer du caractère « protection-réhabilitation » de l'appareillage auditif (**Figure 4**). Certes, une conversation prolongée demeure délicate dans ces conditions d'écoute, mais ce P2 permet à Monsieur G. d'entendre le téléphone ainsi que ses employés. En conclusion, retenons qu'il est important de protéger sans surprotéger, de choisir un appareillage permettant flexibilité et ouverture des réglages, les programmes automatiques et équilibrateurs ne seront pas utilisés comme des systèmes électroniques



Figure 2 : Spectre pièce à main prothésiste dentaire.

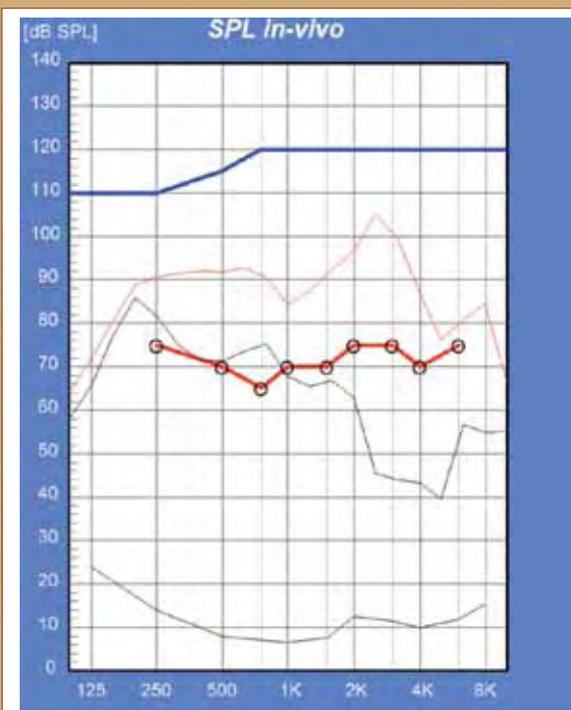


Figure 3 : Niveaux de sortie à proximité du tympan ACA ON sur P1 courbe rouge et ACA OFF courbe noire. Signal test : enregistrement sonore pièce à main prothésiste dentaire diffusé à 80dB SPL

protecteurs de l'audition, enfin, on dédiera un programme « bruit » aux situations sonores bruyantes, identifiées et récurrentes. La prise en charge audio prothétique est, par nature, unique et individuelle, charge à l'audioprothésiste de faire preuve d'adaptabilité tout en respectant les règles de l'art.

#### Matériel spécifique utilisé :

Logiciel BioSoundSystem (BSS)

Enregistreur sonore H4n de ZOOM

Dosimètre de bruit sans fil 01dB WED

### Bibliographie

Harvey Dillon, *Hearing Aids, electroacoustic performance and measurement, 2012, second edition, chapitre 4.1.4. p 88*

Harvey Dillon, *Hearing Aids, electroacoustic performance and measurement, 2012, second edition, chapter 4.1.9 ANSI, ISO, and IEC standards. p 95*

Harvey Dillon, *Hearing Aids, hearing aid earmolds, earshells and coupling systems, 2012, second edition, chapitre 5.3.1 Effects of Vents on hearing aid gain and OSPL 90, p 136-137*

Harvey Dillon, *Hearing Aids, Prescribing hearing aid amplification, Selecting option for multi-memory hearing aids, 2012, second edition, chapter 10.7 prescribing OSPL 90, p 323-331*

Harvey Dillon, *Hearing Aids, Prescribing hearing aid amplification, Selecting option for multi-memory hearing aids, 2012, second edition, chapter 10.8 Excessive Amplification and Subsequent Hearing Loss, p 332*

Jean-Baptiste Delande, Alexandre Gault, *Les Cahiers de l'Audition, Microphones directionnels : Revue de technologie, mai-juin 2010, Volume 23, numéro 3, p 17*

A. Vonlanthen, *Manuel technique des aides auditives, acoustique de l'embout, 1995, chapitre 2 p 93-94*

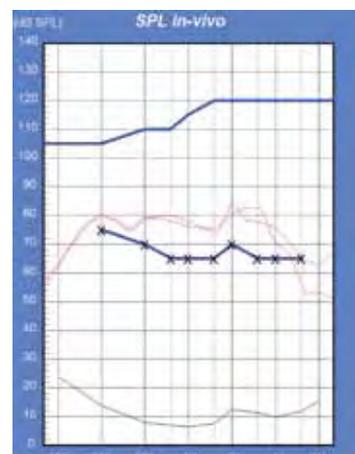


Figure 4 : Programme 2 « bruit au travail ». Niveaux de sortie à proximité du tympan avec comme signal test l'enregistrement sonore « pièce à main prothésiste dentaire ».

## Les accessoires HF, Wifi,...

Grégory GERBAUD audioprothésiste D.E. REIMS

Il n'est pas rare de rencontrer des patients qui présentent des difficultés de compréhension en groupe, lors d'une réunion professionnelle, à la télévision, au téléphone et ce malgré une adaptation prothétique de qualité.

Depuis de nombreuses années, les industriels cherchent des solutions pour améliorer l'intelligibilité des malentendants dans ses différents environnements. Les premiers systèmes étaient basés sur l'utilisation d'une entrée différente du microphone traditionnel de l'aide auditive, comme la position « T ou bobine inductive », les systèmes FM et plus récemment, grâce à des interfaces de communication sans fil.

L'ère du numérique a contribué à apporter de nouvelles fonctions aux aides auditives qui s'illustrent au travers des technologies de communication sans fil qui permettent désormais les changements de programmes, et la transmission de flux de données de plus en plus complexes. Cet échange d'informations entre les appareils auditifs se base sur des techniques de communication sans fil connues, comme le Bluetooth, mais qui ne peuvent pas être utilisées dans leur intégralité en raison de la consommation en énergie importante que nécessitent ces systèmes.

Certains fabricants utilisent des protocoles de communication spécifiques qui varient entre eux et qui ont des impacts plus ou moins significatifs sur la vitesse de transmission des données et sur la consommation d'énergie des appareils auditifs.

Comprendre le fonctionnement de ces matériels nous permettra de faire le meilleur choix et s'intégrera pleinement dans la continuité de l'adaptation prothétique.

1

### Un peu d'histoire



Hans Christian Oersted (1777-1851)

C'est Hans Christian OERSTED (1777-1851)<sup>13</sup>, physicien et chimiste danois, qui découvre en 1820 l'effet produit par un courant électrique sur une boussole. L'aiguille de cette dernière se met à bouger lorsqu'on approche un fil électrique traversé par un courant. Il pouvait donc y avoir une interaction entre les forces électriques et les forces magnétiques.

OERSTED ne suggéra aucune explication sur le phénomène mais publia le 21 juillet 1820 ses résultats expérimentaux critiqués au sein de la communauté scientifique de l'époque.



André-Marie Ampère

C'est en septembre de la même année qu'André Marie AMPERE (1775-1836)<sup>1</sup>, mathématicien, physicien, chimiste et philosophe français. A partir de l'expérience d'OERSTED, il découvre que la direction dans laquelle se déplace l'aiguille d'une boussole dépend du sens du courant et en déduit la règle du « **Bonhomme d'Ampère** ». C'est aussi la règle de la Main Droite.

On écarte les 3 premiers doigts :

- Le majeur indique la direction du champ magnétique
- Le pouce indique alors le mouvement du champ magnétique,
- L'index indique alors la direction du courant qui circule.

Les scientifiques du XIX<sup>ème</sup> siècle avaient constaté que l'influence que l'électricité et le magnétisme semblaient avoir l'un sur l'autre s'exerçait toujours à angle droit. Cette constatation d'apparence simple est néanmoins la pierre angulaire d'une des plus grandes découvertes des sciences modernes.

C'est James Clerk MAXWELL (1731-1879)<sup>12</sup>, mathématicien et physicien écossais qui exprima conceptuellement l'unification de l'électricité et du magnétisme en reprenant les travaux de Michael FARADAY (1791-1867)<sup>7</sup> et André-Marie AMPERE à l'aide de quatre équations complexes.

2

### Champs magnétiques et l'électromagnétisme

Dans un rapport de la CUSSTR (Commission Universitaire pour la Santé et la Sécurité au travail)<sup>3-18</sup> on retrouve cette définition simple :

#### A. Les champs magnétiques

Ils sont produits partout où existent des courants électriques. L'intensité du champ magnétique est directement proportionnelle à l'intensité du courant et baisse exponentiellement avec la distance depuis la source. Elle s'exprime en Tesla (T) ou en Gauss (G) où  $1\text{ T} = 10'000\text{ G}$ .

Alimentée par une source alternative de haute fréquence, une antenne rayonne en donnant **un champ électrique ou un champ magnétique. Elle peut également intercepter un champ électromagnétique et le convertir en tension ou en courant.**<sup>2</sup>

#### B. Le champ électromagnétique<sup>14</sup>

Il est en quelque sorte un nuage invisible qui rayonne autour de tout appareil électrique branché. Si on place un objet métallique dans le champ, il sera influencé par ce champ (une tension et un courant prendront naissance aux extrémités de cet objet). Le champ électromagnétique diminuera avec l'éloignement mais d'autant plus lentement que l'appareil électrique sera grand (une ligne à haute tension sera nocive jusqu'à plus de 200 m alors qu'une micro-onde qui dégage plus ou moins le même champ électromagnétique ne sera plus nocif à 1 m).

Le champ électromagnétique existe également dans le milieu naturel, même en dehors de toute activité humaine. Les êtres humains émettent des champs électromagnétiques. On mesure par exemple le champ électromagnétique émis par le cerveau avec un électroencéphalogramme et le champ émis par le cœur avec un électrocardiogramme (par exemple, le cœur crée un champ magnétique de 0.0005 mG alors que le cerveau produit un champ magnétique de 10-6 mG). Quand un être vivant est exposé à un champ électromagnétique, des courants et des tensions sont créés dans le corps. La sensibilité aux champs électromagnétiques émis sera



d'autant plus importante que le corps sera grand, c'est pourquoi les animaux de petite taille sont moins sensibles que ceux de grande taille (par exemple, le rat sera 12.5 fois moins sensible que l'homme au champ électrique).

Cette structure dynamique des champs électriques et magnétiques se propageant à travers l'espace est appelée **onde électromagnétique**.<sup>6</sup>

**L'équation d'onde électromagnétique** de Maxwell prévoit l'existence d'une onde associée aux oscillations des champs électriques et magnétiques et se déplaçant dans le vide à la vitesse de la lumière (300 000Km/s).

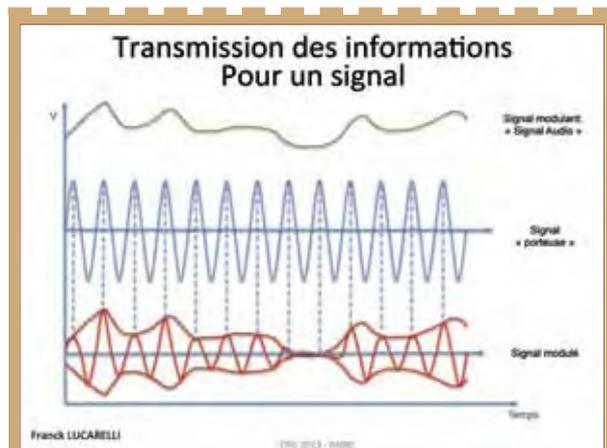
### C. Les ondes électromagnétiques 2-6-14

Depuis plus d'un siècle l'homme a créé des systèmes de communication sans fil qui sont basés sur l'électromagnétisme. Pour permettre cette transmission d'information dans l'espace on parle dans le domaine des communications sans fil de **porteuse ou onde porteuse**.

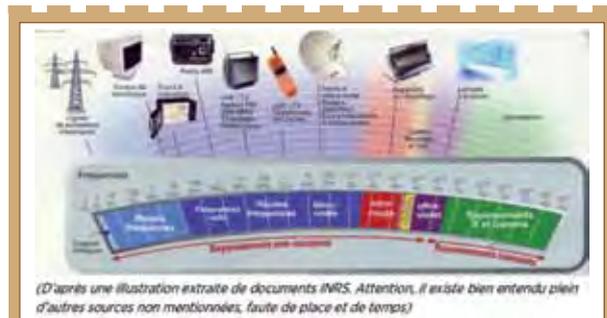
- **L'onde porteuse**, généralement d'une fréquence plus élevée que le signal d'entrée permet de transmettre l'information à travers l'espace sous forme d'onde électromagnétique (Diapositive 1).

Pour information les ondes électromagnétiques se propagent dans l'espace vide à la vitesse de la lumière (300000Kms/s) et avec une atténuation proportionnelle au carré de la distance. Elles sont atténuées par les obstacles selon leur longueur d'onde, la nature des matériaux et leur dimension.

Voici celles que l'homme a créé depuis un peu plus d'un siècle (Diapositive 2).



Diapositive 1 : Représentation d'une onde électromagnétique.



Diapositive 2

Aujourd'hui, la plus grande source d'énergie électromagnétique naturelle est le soleil, son énergie est incomparable à toutes les autres.

Il existe de nombreuses sortes d'énergies rayonnantes composées d'ondes électromagnétiques ; la lumière elle-même est de nature électromagnétique et il en est de même des rayons X et gamma. La différence entre ces rayonnements électromagnétiques réside dans la fréquence de leur oscillation (alternance de polarité des champs électriques et magnétiques).

De nos jours dans les aides auditives ce principe de fonctionnement se vérifie également au travers des équipements FM, ou des accessoires périphériques mis à disposition des audioprothésistes comme les interfaces TV, téléphone ou autres qui utilisent les plages de fréquences qui s'étendent entre 3,28MHz et 2,4GHz<sup>8-11-20-21-22-24-25</sup>

3

## Electromagnétisme et ondes électromagnétiques appliquées à l'audioprothèse

Dans le cas de la position « T » sur une audioprothèse on parle alors d'électromagnétisme, puisque le porteur de la bobine réceptrice doit se trouver à l'intérieur du champ électromagnétique diffusé par la bobine émettrice pour recevoir le signal.

### A. La position «T»

Lorsqu'une aide auditive bascule son entrée microphone en position « T », alors l'appareil ne capte plus les déplacements de molécules d'air ou variations de pression acoustique mais un champ électromagnétique grâce à une bobine réceptrice appelée « Telecoïl ou bobine téléphonique ».

Ce système a été créé à la base pour récupérer le signal direct du téléphone ou celui d'un orateur dans une salle équipée d'une boucle émettrice (Fig 1, 2 et 3)<sup>22</sup>.

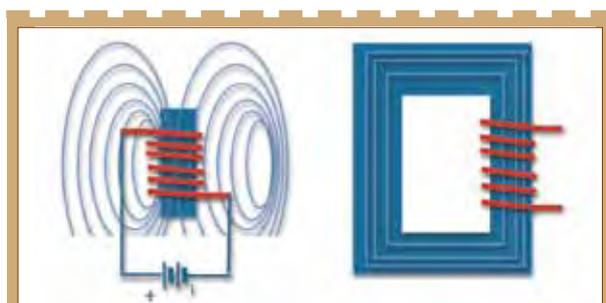


Fig 1 : Champ amplifié ouvert (Cas du téléphone équipé)

Fig 2 : Champ amplifié Fermé (cas de la salle équipée)



Fig 3 : Exemple d'une salle équipée de la position « T »

La portée du champ est dépendante de l'intensité délivrée par l'équipement. Il est possible d'étendre la portée du signal émis grâce à des amplificateurs, mais cette dernière reste limitée au périmètre défini par la longueur du fil et la puissance du champ émis. (Del Rio, Fouquet ; 2013).

## B. Les systèmes FM

Les systèmes FM « Frequency Modulation ou Modulation de Fréquence » (Diapositive 3) fonctionnent sur le principe des ondes radios, ou ondes électromagnétiques, selon les règles décrites précédemment et permettent également une amélioration significative du rapport signal/bruit, et ce depuis des années.

Ces matériels existaient bien avant que les industriels développent des systèmes de communication entre les aides auditives qui transmettent des données sans ajouter un récepteur sur l'aide auditive.



Voici quelques exemples d'équipements qui utilisent le principe des ondes radios dont la plage fréquentielle se situe entre **169 Mhz et 176 Mhz puis dernièrement 2,4GHz selon les protocoles ISM (Industriels Scientifiques et Médicaux).**

Le principal avantage de ces systèmes repose sur la distance entre l'émetteur et le récepteur qui peut atteindre 30m à 50m<sup>22</sup> en fonction des obstacles environnants.

Depuis quelques années les fabricants ont mis au point des équipements plus discrets, moins onéreux qui utilisent également le principe de communication sans fil entre les aides auditives.

## C. L'Induction Numérique Codée (INC) et la radiofréquence

Les industriels utilisent des techniques de communication sans fil différentes :

- l'une dont la portée entre les aides auditives et les matériels périphériques est faible et qui nécessite ainsi une interface pour communiquer avec les matériels périphériques appelée INC
- l'autre où la distance entre les matériels périphériques peut aller jusqu'à 7m et ne nécessite aucune interface.

### 1. INC : Induction Numérique Codée (entre les aides auditives et interface)

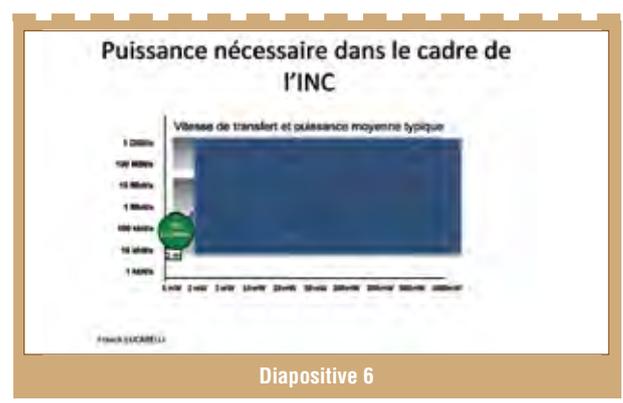
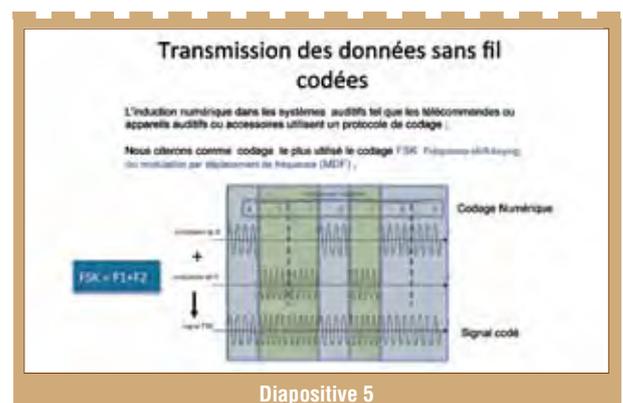
Le principe reste simple une antenne sert d'émetteur et l'autre de récepteur numérique inductif. La taille des antennes varie entre les fabricants, chez Widex elle est de 4,85mm de long et 1,8mm de diamètre.

La plage de transmission s'étend de 3,28MHz à 10,6MHz selon les fabricants. Aujourd'hui, quatre industriels utilisent cette technologie (Siemens, Oticon, Phonak et Widex). (Diapositive 4)

Ce système permet ainsi la communication, soit vis-à-vis d'une interface numérique, ou soit entre les aides auditives. L'INC peut transmettre aussi bien des impulsions numériques, des ordres ou encore des signaux audio-numériques. La vitesse de transfert des données varie selon les industriels de 160 à 300Kbits/s. Toutes les données sont codées selon le protocole FSK (Frequence-Shift-Keying ou Modulation De Fréquence MDF), ce qui permet d'éviter des interférences entre des matériels identiques (Diapositive 5).<sup>22</sup>

Par ailleurs, la consommation est faible - c'est le point fort de cette technologie<sup>10</sup> - en moyenne de 1mW/h (Diapositive 6) sur ce type de matériel. La portée de l'INC se situe entre 40 et 50 cm entre les aides auditives et est limitée à 1m entre l'interface et les aides auditives.

Par ailleurs, cette technologie oblige les porteurs d'aides auditives à utiliser une interface pour récupérer le signal, habituellement les interfaces utilisent la technologie 2,4GHz Bluetooth ou ISM<sup>4-15</sup>.





Chez Siemens l'interface s'appelle Minitek et permet de nombreuses liaisons (Diapositive 7).

Chez Oticon on utilise le Streamer Pro et son champ d'action se compare à celui de la Minitek (Diapositive 8).

Chez Phonak l'interface s'appelle ComPilot elle permet des liaisons multiples également. On notera la possibilité d'utiliser un téléphone spécifique « Roger » qui ne nécessite aucune interface et qui fonctionne en INC (Diapositive 9).

Chez Widex on utilise plusieurs interfaces en fonction des besoins du malentendant (Diapositive 10).

## 2) La radiofréquence

Deux autres industriels Starkey et Gn Resound ont basé leur stratégie sur la radiofréquence centrée sur les plages fréquentielles 900MHz et 2,4GHz (Diapositive 11) régie selon les protocoles ISM: Industrie, Scientifique et Médicale (Directive NF 55011) 4-8. Les antennes pour transmettre les données sont plus importantes que celles utilisées dans l'INC. Cette technologie permet en outre la communication sans interface entre l'émetteur situé à proximité et la télévision ou de la chaîne HIFI. La distance maximale se situe aux environs de 7m. Il sera toutefois nécessaire d'utiliser une interface pour se relier aux appareils qui disposent de la technologie Bluetooth 4, comme la plupart des téléphones portables, mais début 2014 nous verrons une nouvelle génération de systèmes qui permet d'appairer directement les aides auditives avec certains Smartphone comme l'iPhone. L'autorisation au niveau de l'ARCEP anciennement l'ART n'est pas nécessaire à partir du moment où la distance est très faible et où la puissance est limitée, pour exemple dans la bande 2,4 à 2,48GHz la puissance doit être <100mW 4-15.



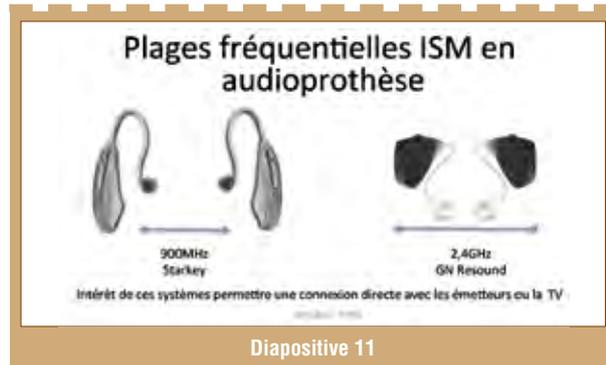
Diapositive 9



Diapositive 10



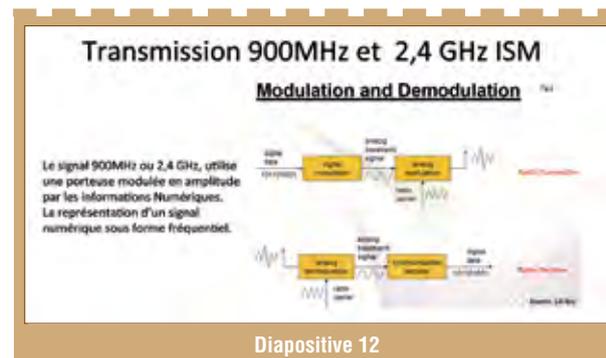
Diapositive 7



Diapositive 11



Diapositive 8



Diapositive 12

Le principe technologique fonctionne comme pour un modem, le signal numérique est modulé en un signal analogique associé à la porteuse qui permet la transmission dans l'air jusqu'au récepteur où le signal sera démodulé en un signal numérique (Diapositive 12) <sup>6-22</sup>.

L'atout majeur de cette technologie est l'absence d'interface entre les aides auditives et l'émetteur.

Cependant, l'énergie dépensée provient essentiellement de la pile de l'aide auditive. On retrouve dans la diapositive 13 la puissance nécessaire au fonctionnement du système en fonction de la bande de fréquence utilisée.

Il n'est pas rare de constater que la consommation dans les aides auditives qui utilisent cette technologie est 2 à 3 fois supérieure en mode de streaming (connexion avec l'émetteur TV par exemple) aux autres matériels (Diapositive 14).

En résumé on peut retrouver dans ce tableau (Diapositive 15) <sup>8-10-11-20-21-22-23-24-25</sup> les principales caractéristiques des différents systèmes exposés précédemment.

La technologie BLUETOOTH <sup>4</sup> n'est utilisée la plupart du temps qu'entre l'interface et certains périphériques. Les fabricants qui utilisent la fréquence de transmission 2,4GHz adaptent leurs systèmes pour éviter que la consommation soit trop importante. Ils jouent sur la distance entre les systèmes et essaient de diminuer les délais de transmission du signal entre l'émetteur et le récepteur. Actuellement les délais varient de 20 à 65ms <sup>8-20-21-22-23-24-25</sup> alors que dans les protocoles traditionnels Bluetooth le temps de trans-

mission s'échelonne de 100 à 200ms <sup>4</sup>. Un tel temps de latence peut provoquer un écho très désagréable entre le son de la TV qui arrive dans les aides auditives et celui émis par les haut-parleurs (Diapositive 16).

4

## Existe-t-il une incidence quelconque sur la santé ?

Il n'existe pas à l'heure actuelle d'étude spécifique sur le sujet. Cependant, on suit la recommandation 1999/519/CE du 12 juillet 1999 relative à la limitation de l'exposition du public aux champs électromagnétiques (de 0 Hz à 300 GHz) qui fixe la réglementation qui sert à mesurer le DAS (Débit d'Absorption Spécifique).

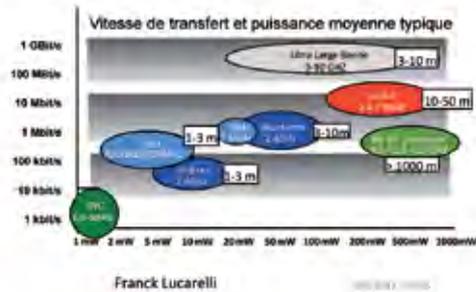
Cet Indice permet de mesurer le niveau de radiofréquences émis par un périphérique vers un usager, lorsque le périphérique fonctionne à pleine puissance.

### Tableau récapitulatif des différences entre INC / ISM 900MHz et 2,4GHz

Technologies	INC	ISM 900MHz et 2,4GHz
Caractéristiques	INC	ISM 900MHz et 2,4GHz
Interface	DLX	Téléphone CAR La télévision NON
Portées	3,20 et 3,94MHz 17,6MHz	900MHz ou 2,4GHz
Puissance électrique	1 à 1,5mW	3 à 5 mW
Transfert de données	190 à 300 Kbits	3000bits
Portée	80 cm à 1 m	Jusqu'à 7m

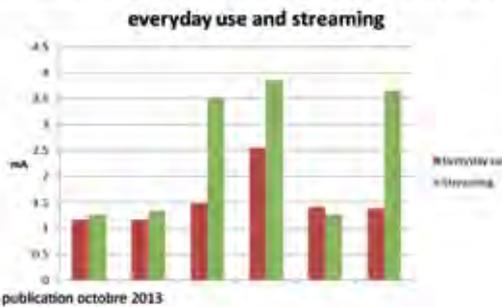
Diapositive 15

### Transmission des données sans fil



Diapositive 13

### Impact des liaisons sans fil vers les interfaces ou les émetteurs sur la consommation des piles



Diapositive 14

### Comparaison ISM en audioprothèse / Bluetooth

- |   |   |
|---|---|
| <b>ISM dans l'audioprothèse</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 2 Bandes :             <ul style="list-style-type: none"> <li>– 900MHz et 2,4GHz</li> </ul> </li> <li>• Puissance 2,5 à 5mW</li> <li>• Portée: jusqu'à 7m</li> <li>• Délais 20 à 40ms</li> </ul> | <b>Bluetooth</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Plage de 2,4 à 2,483GHz</li> <li>• Puissance plus importante en moyenne (25 et 100mW)</li> <li>• Environ 20m</li> <li>• + de 100ms en moyenne: 200ms</li> </ul> |
|---|---|

Diapositive 16

Technologies	INC	FM	ISM 900MHz ET 2,4GHz	Systèmes FM Roger 2 x GHz	Bluetooth		GSM
					Class 1	Class 2	
DAS (mW/kg)	<0,001	0,005	NC	0,05	0,466	0,0006	0,72

Diapositive 17



Cet indice s'exprime en **W/kg** et est **interdépendant de la distance par rapport à la source**.

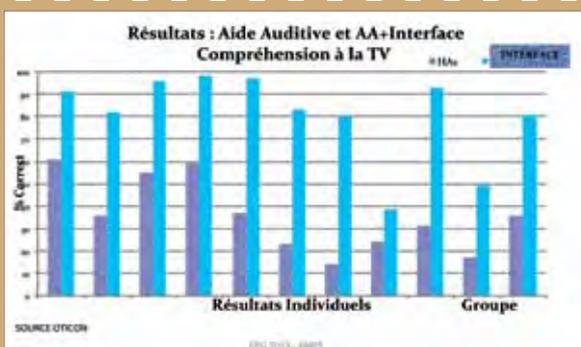
La réglementation pour les USA (IEEE standard C95.1 for safety levels with respect to Human Exposure To Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3KHz to 300GHz) prévoit que le DAS doit être <1,6 W/kg et pour l'Union Européenne le DAS <2W/kg pour le tronc et la tête est <0,08W/kg pour le corps entier. Si on regarde les données techniques des fabricants on constate que le niveau est de 30 à 1000 moins important qu'un GSM (Diapositive 17).

## 5 En conclusion

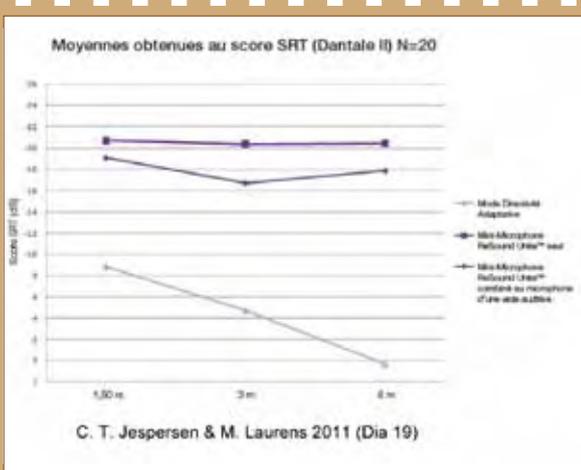
Ces outils s'intègrent pleinement dans le choix prothétique et doivent être proposés systématiquement dès la première visite. Une étude présentée par la société Oticon a mis en évidence une amélioration significative de la compréhension de la télévision par les patients d'environ 30 à 50 % en moyenne grâce à leur interface (Diapositive 18).

Chez un autre fabricant, un système de microphone déporté, véritable canon à son, permet de conserver les mêmes capacités d'intelligibilité malgré l'augmentation de la distance entre le locuteur et le patient et ce jusqu'à 6m sans perte de discrimination. Le patient gagne en moyenne de 12 à 20dB d'amélioration du SRT (Diapositive 19).

Du point de vue de la santé, les systèmes de communication sans fil ne semblent pas avoir d'effet nuisible sur la santé, la puissance délivrée reste très faible, en moyenne 1000 fois moins que les téléphones GSM.



Diapositive 18



Diapositive 19

## 6 Bibliographie

- 1) AMPERE André-Marie Encyclopédie Universalis volume 16 (page 188)
- 2) BOLOMEY Jean Charles (chef du service d'électromagnétisme à l'École supérieure d'électricité) : ANTENNES - Technologie - Encyclopédie Universalis « Récepteur radio »
- 3) Champs magnétiques et radiofréquences (2006) <http://www.cusstr.ch/repository/17.pdf>
- 4) COTARAMANAC'H ECHEVARRIA Alexandre (ingénieur du corps des télécommunications) - WALLSTEIN René (ingénieur consultant) : TELECOMMUNICATIONS - La communication sans fil - Encyclopédie Universalis « Bluetooth »
- 5) DEL RIO M. & FOUQUET O. (2013) ; La boucle d'induction magnétique toujours d'actualité en 2013 ! Les Cahiers de l'audition ; (26-30)
- 6) DONININI Jean-Marie (agrégé de physique maître de conférence) - QUARANTA Lucien (maîtres de conférences) ELECTRICITE - Lois et applications - Encyclopédie Universalis
- 7) FARADAY Michel : Encyclopédie Universalis volume 17 (page 1536)
- 8) GROTH J. & PEDERSON B.P. (2010) How user requirements affect technology choice for wireless hearing instruments. Resound White Paper article.
- 9) JESPERSEN C. T. & LAUREYNS M. (2012) Resound unite Mini Microphone pour une compréhension optimale. Resound White Paper article.
- 10) JOERGENSEN H.S., BAEKGAARD L., BENDTSEN B. (2013) La consommation des piles dans les aides auditives sans fil, fiche technique versus performance réelle. Widex Publication.
- 11) KORHONEN P. (2012) Widexlink : Robust Wireless Transmission in Adverse Conditions. Widex.
- 12) MAXWELL James Clerk : Encyclopédie Universalis volume 19 (page 2512)
- 13) OERSTED Hans Christian : Encyclopédie Universalis volume 17 (page 1428)
- 14) PIRE Bernard (directeur de recherche au CNRS, centre de physique théorique de l'école polytechnique) : ELECTROMAGNETISME - Encyclopédie Universalis
- 15) NORME AFNOR NF EN 55011 sur les protocoles ISM
- 16) RECOMMANDATION 1999/519/CE DU CONSEIL du 12 juillet 1999 relative à la limitation de l'exposition du public aux champs électromagnétiques (de 0 Hz à 300 GHz)
- 17) Arrêté du 8 octobre 2003 relatif à l'information des consommateurs sur les équipements terminaux radioélectriques pris en application de l'article R. 20-10 du code des postes et télécommunications. Article 1er: Le débit d'absorption spécifique (DAS) local dans la tête figure de façon lisible et visible dans la notice d'emploi des équipements terminaux radioélectriques destinés à être utilisés en France.
- 18) Ordonnance sur la protection contre le rayonnement non ionisant (ORNI) 814.710 [http://www.admin.ch/ch/f/rs/814\\_710/index.html](http://www.admin.ch/ch/f/rs/814_710/index.html)
- 19) Limite d'exposition humaine aux champs de 3kHz à 300 GHz (Canada) [http://www.hc-sc.gc.ca/ehp/dhm/catalogue/brp\\_pubs/99dhm237.pdf](http://www.hc-sc.gc.ca/ehp/dhm/catalogue/brp_pubs/99dhm237.pdf)
- 20) GN RESOUND - <http://gnresoundblog.com/2013/06/19/wireless-technology-the-evolution/>
- 21) OTICON - Le livre blanc Oticon (2011) The Rise Wireless Connectivity Architecture.
- 22) PHONAK - Franck Lucarelli, (2013) Transmissions sans fil. Phonak Universités d'été
- 23) PHONAK - Aides auditives sans fil (2010)
- 24) SIEMENS - Mickaël Ménard (2013) Siemens Minitek
- 25) STARKEY - Wireless

# Mesures de l'efficacité : Audiométrie et analyse de l'essai en milieu social

**Matthieu DEL RIO** - Bordeaux

**Yves LASRY** - Nantes

Après avoir abordé l'an passé différents aspects de l'audiométrie vocale dans le bruit, et notamment le rôle primordial qu'elle peut jouer au sein d'une adaptation prothétique, c'est aujourd'hui la notion d'efficacité de l'appareillage dans le bruit que nous allons étudier plus précisément.

La mesure de cette efficacité, que nous réalisons au travers de l'audiométrie vocale dans le bruit, permet bien sûr d'évaluer le degré de compréhension en fonction du rapport signal/bruit, mais elle permet aussi de créer des ponts vers des situations très concrètes que peuvent potentiellement vivre nos patients.

Nos mesures en cabine ne reflétant cependant que partiellement l'efficacité réelle de l'appareillage et le bénéfice ressenti par le patient, il convient d'autant plus d'assurer la meilleure prise en charge en tenant compte de l'ensemble des éléments recueillis au cours de la phase d'essai.

Chacun de ces éléments, qu'il soit technique ou humain, doit être analysé avec soin, comparé et éventuellement intégré, si nécessaire, au processus d'appareillage.

1

## Première visite

La prise en charge démarre dès ce premier rendez-vous au cours duquel seront réalisés l'anamnèse ainsi que l'analyse de la gêne sociale. Des tests complémentaires, notamment dans le bruit, permettront de faire un relevé de l'ensemble des paramètres initiaux et antérieurs à l'appareillage.

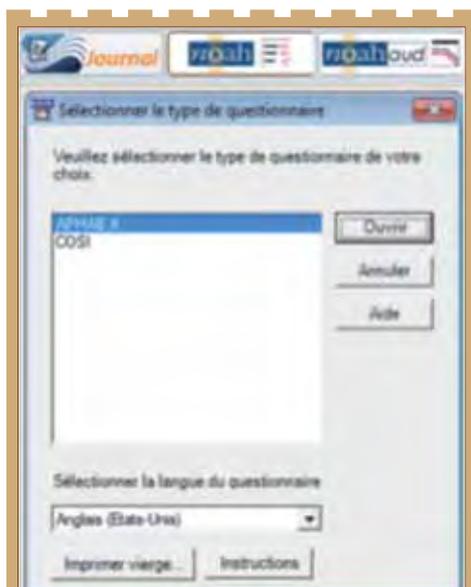


Figure 1 : Les questionnaires APHAB et COSI sont accessibles via NOAH.

En complément de l'anamnèse, des questionnaires peuvent mesurer plus précisément la gêne sociale. Il en existe un certain nombre et seuls deux d'entre eux seront décrits ici puisqu'accessibles à tous dans le module « Noah Questionnaire » de la plateforme Noah. (Figure 1)

### APHAB

#### (Abbreviate Profil for Hearing Aids Benefit)

Il s'agit d'un questionnaire d'auto-évaluation qui permet de mesurer le bénéfice apporté par les aides auditives. Il est constitué de vingt quatre affirmations classées en quatre catégories différentes (facilité de communication, lieux réverbérants, bruits importants, bruits indésirables) pour lesquels le patient doit cocher une réponse parmi sept proposées allant de « jamais » à « toujours ».

### COSI (Client Orient Scale of Improvement)

Il s'agit d'un questionnaire subjectif pour lequel le patient définit et hiérarchise jusqu'à cinq situations spécifiques qui ont particulièrement d'importance pour lui. Cette étape est réalisée lors de la première visite. Le questionnaire sera ensuite progressivement complété à chacun des rendez-vous, mettant en évidence les progrès réalisés depuis la prise de référence initiale.

Au-delà des tests sans aides auditives classiquement réalisés, et notamment l'audiométrie vocale dans le silence, il est important de réaliser un test standardisé d'audiométrie vocale dans le bruit. En effet, la capacité à comprendre dans le bruit étant parfaitement imprédictible, elle ne peut être que mesurée.

La réalisation de ce type de test nécessite un matériel adapté (Figure 2) et le protocole utilisé doit répondre à l'ensemble des conditions définies dans la norme ISO 8253-3.

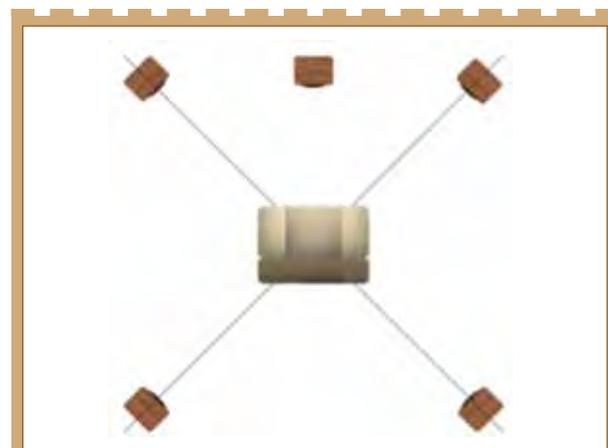


Figure 2 : Emplacement idéal des haut-parleurs pour la pratique de l'AVB. Le haut-parleur central diffuse le signal vocal, les autres diffusent le bruit de fond



Cette norme nous indique qu'il nous faut coupler le matériel vocal habituellement utilisé pour l'audiométrie vocale dans le silence à un signal bruit qui peut-être aléatoire pondéré ou de type OVG (Onde Vocale Globale). Concernant les variations d'intensité entre chaque liste, elles peuvent être de deux types, en fixant soit l'intensité de la voix, soit l'intensité du bruit.

Si la voix est à intensité constante, son niveau sera de 65 dB SPL et elle sera diffusée sur le haut-parleur central. Le bruit sera alors variable, par pas inférieur ou égal à 5 dB, et il sera diffusé sur l'ensemble des autres haut-parleurs.

Si le bruit est à intensité constante, son niveau sera de 60 dB SPL et il sera diffusé sur l'ensemble des haut-parleurs, à l'exception du haut-parleur central, qui diffusera la voix à une intensité variable par pas inférieur ou égal à 5 dB

Il est à noter que des courbes de références chez le normo-entendant ont été récemment établies en audiométrie vocale dans le bruit (Figure 3). Ce travail, réalisé par Florian Goujon pour son mémoire de fin d'étude d'audioprothèse, nous est d'ores et déjà très utile, car il nous permet d'estimer le niveau de compréhension du patient par rapport à une audition normale. Ces courbes définissent des objectifs qui constituent alors un outil supplémentaire de prise en charge. En effet, ceux-ci offrent la possibilité, au-delà de la seule mesure du progrès réalisé, d'évaluer également la perte auditive résiduelle dans le bruit par rapport à l'individu jeune et normo-entendant.

Ces différents éléments incitent à réaliser l'audiométrie vocale dans le bruit de façon régulière. S'agissant d'un test binaural, sa réalisation ne prend que quelques minutes, ce qui paraît bien négligeable au regard de l'apport qu'elle peut avoir dans la prise en charge globale de l'appareillage.

## 2 Rendez vous d'adaptation

Il s'agit du premier contact entre le patient et l'aide auditive. Lors de ce rendez-vous, et dans la continuité de la première visite, la prise en charge peut incorporer, au-delà des protocoles d'adaptation classique, une analyse de la gêne dans le bruit mais intégrant cette fois-ci la notion d'inconfort. Le ressenti du patient fait aussi partie des paramètres à intégrer partiellement lors de ce rendez-vous fondamental, puisqu'initiant pour lui une amélioration de la qualité de sa vie sociale.

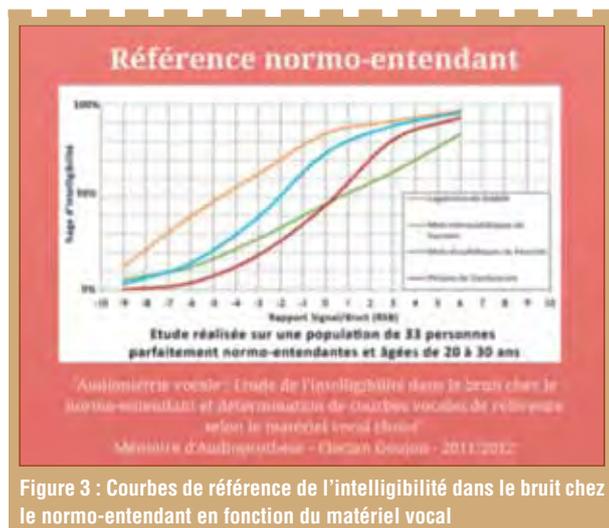


Figure 3 : Courbes de référence de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant en fonction du matériel vocal

## Test ANL : Un test prédictif d'efficacité

Partant du principe qu'un appareil auditif est efficace s'il est porté de façon continue et permanente, nous allons maintenant nous pencher sur le test A.N.L. du Dr NABELEK (Acceptable Noise Level), qui peut nous donner de façon prédictive des informations sur la durée de port des appareils. Ce test se réalise sur un haut-parleur unique situé face au patient à environ 1M50. Ce haut-parleur va diffuser deux types de signaux, un signal « parole » (une histoire racontée) et un signal « bruit » (type OVG par exemple).

Le signal « parole » va permettre de déterminer par encadrement le MCL (Most Comfortable Level), tandis que le niveau de bruit nous permettra de trouver le BNL (Background Noise Level), qui est le niveau maximum que peut tolérer le patient pour écouter l'histoire de façon confortable. L'ANL, constitué par la différence entre le MCL et le BNL précédemment déterminés, sera d'autant plus élevé que le patient sera sensible au bruit, et sera à l'inverse plus faible dans le cas d'une moindre gêne en présence de bruit de fond.

De fortes corrélations ont pu être établies entre ce coefficient ANL et la durée d'utilisation des aides auditives au quotidien. Ainsi, si l'ANL est faible, la probabilité de port régulier et permanent de l'appareillage est forte. S'il est élevé, cette probabilité deviendra très faible (Figure 4).

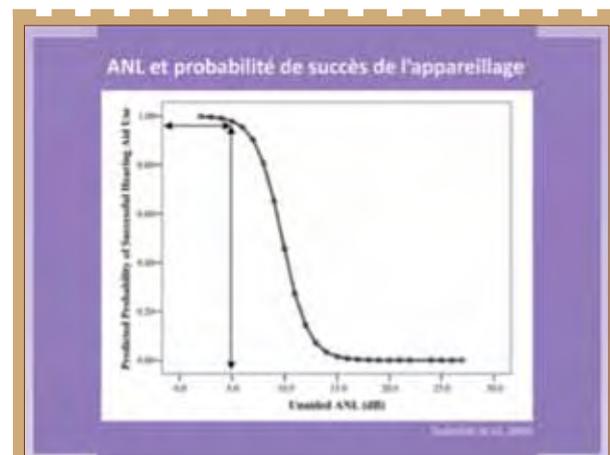


Figure 4 : Probabilité de réussite de l'appareillage en fonction de la valeur ANL.

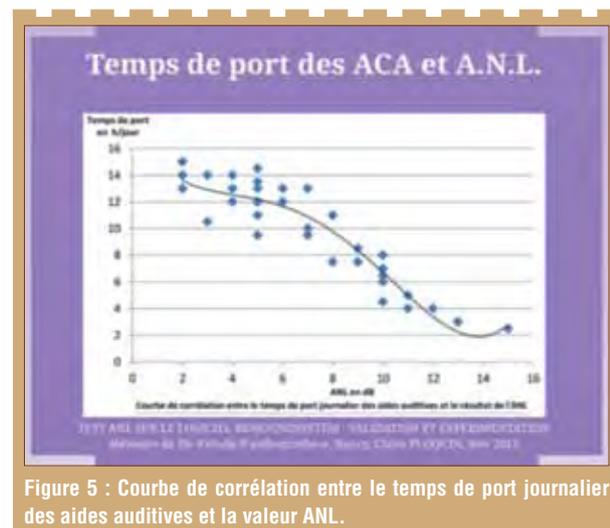


Figure 5 : Courbe de corrélation entre le temps de port journalier des aides auditives et la valeur ANL.

Le coefficient ANL est propre à chacun, il ne dépend ni de l'âge, ni du sexe. Dans bon nombre de cas, il sera compris entre huit et douze, ce qui ne nous donnera que peu d'indices, toutefois, dans le cas d'un ANL élevé, il est opportun d'adapter la stratégie de réglages en proposant un gain réduit, une réduction forte des bruits et un système de microphone directionnel.

Une étude récente réalisée par Claire Ploquin dans le cadre de son mémoire de fin d'étude d'audioprothèse a permis de valider la mise en place de ce test en français au travers d'une application logicielle (Figure 5)

## Tests prothétiques

Le jour de l'adaptation, les tests et mesures prothétiques classiques seront réalisés (gain prothétique tonal, mesure in-vivo, optimisation de l'audition binaurale (localisation / sensation d'intensité)) et un réglage cible sera déterminé.

Toutefois, en tenant compte de la synthèse des éléments précédemment récoltés, il paraît opportun de s'interroger sur la stratégie de réglage à adopter pour s'assurer que le patient portera son aide auditive à plein temps.

Si le test ANL est un indicateur fort concernant l'acceptation de l'aide auditive, les résultats de l'audiométrie vocale dans le bruit réalisée oreilles nues peuvent aussi nous aider à atteindre ce même objectif. Killion nous enseigne en effet que le choix du type de mode microphonique est dépendant de la dégradation de la compréhension dans le bruit, comparée au normo-entendant (Figure 6).

Ainsi, dans le cas d'une faible dégradation (décalage du seuil d'intelligibilité dans le bruit inférieur 2 dB), l'amplification seule suffit, les réducteurs de bruits ne sont pas nécessaires et l'écoute doit rester omnidirectionnelle. A l'inverse, les réducteurs de bruits et le mode microphonique seront adaptés si la compréhension dans le bruit est davantage dégradée, jusqu'à envisager l'utilisation de microphone sans fil ou système FM en cas de dégradation supérieure à 15 dB.



Figure 6 : Stratégies de réglages mises en place pour optimiser la compréhension dans le bruit.

## Ressenti patient

Pour le premier jour, le patient découvre cette nouvelle solution dont il attend beaucoup le plus souvent. Il se pose des questions, connaît certaines craintes et se demande souvent à quel point la solution qui lui sera proposée sera naturelle. Nous pensons qu'il ne faut pas tenir compte, de façon primaire, des réactions du patient ce jour-là. L'aide auditive est là pour apporter un changement dans sa vie, et il est évident qu'une phase d'adaptation sera nécessaire pour aboutir à une acceptation « naturelle » de l'appareillage effectué.

Gardant en tête l'objectif d'un port continu et régulier, il est important de rassurer le patient concernant cette nouvelle écoute, en lui indiquant qu'il oubliera très rapidement les différents éléments qui le surprennent lors de ce premier contact avec l'aide auditive. Dans le cas contraire, la phase d'essai est là pour affiner les choix initiaux, et il est primordial de lui rappeler que des ajustements pourront être réalisés ultérieurement, en tenant compte cette fois-ci très nettement de son ressenti.

## 3 Rendez vous de réglages

Lors des rendez-vous de réglages, différents éléments pourront être recueillis. Des éléments « humains » tout d'abord au travers du discours du patient, qui revient nous voir riche de ses nouvelles expériences, mais aussi au travers de l'accompagnant qui pourra apporter une vision externe des expériences vécues par le patient. D'autres indicateurs, « machine » cette fois-ci, seront récoltés grâce aux enregistreurs intégrés dans les aides auditives.

## Expérience Patient

Cette fois-ci le patient a de l'expérience et a logiquement porté son aide auditive de façon permanente et continue. Son ressenti doit être intégré précisément et son discours doit être orienté par l'audioprothésiste au travers de questions précises.

On peut avoir recours au questionnaire COSI précédemment décrit pour mesurer les progrès réalisés, mais il faut aussi aborder tous les « points potentiellement sensibles », assurant ainsi à l'audioprothésiste qu'il n'y aura pas d'obstacle à la bonne acceptation de la solution auditive. Il peut être opportun de reprendre certains points de l'anamnèse, de mettre en évidence les progrès, de rassurer le patient concernant le déroulement de son adaptation. Vérifier la bonne utilisation de l'aide auditive est aussi un point fondamental et indispensable à l'obtention d'une efficacité satisfaisante.

## Expérience Accompagnant

L'accompagnant va aussi au travers de son récit communiquer des éléments souvent plus objectifs. Son rôle peut parfois être prédominant dans l'adaptation, et il est donc important de tenir compte des faits ou situations qu'il pourra choisir de relater.

## Datalogging

Les systèmes d'enregistrement intégrés aux aides auditives nous permettent de recueillir des éléments plus objectifs. Inventés par 3M en 1939, ils nous proposent d'accéder à différentes informations concernant l'utilisation de l'aide auditive, la durée de port, l'utilisation du contrôle de volume et des programmes, la répartition des ambiances sonores rencontrées ainsi qu'une répartition par niveaux d'entrée.



Cet outil de prise en charge est une source d'échange entre le patient et l'audioprothésiste.

### Programme dédié et Datalogging

Pour des situations spécifiques, la mise en place d'un programme dédié peut être judicieuse. En effet, les éléments recueillis par le datalogging seront le reflet de cette situation spécifique, et il sera d'autant plus utile d'exploiter ces éléments qui ne seront que peu moyennés et qui seront représentatifs de cette situation particulière.

### Synthèse et prise de décision

L'intégration de l'ensemble de ces paramètres et la recherche de corrélation entre les éléments décrits par le patient et ceux intégrés aux enregistreurs de données des aides auditives permettront de prendre les décisions les plus adaptées. Il ne faut évidemment pas négliger tout les points liés aux fonctionnements basiques de l'aide auditive (mise en place, utilisation du potentiomètre et bouton de programme, utilisation au téléphone...) puisque l'efficacité de l'aide auditive passe tout d'abord par ces paramètres.

Il est toutefois important de garder du recul concernant les éléments récoltés. Les systèmes de Datalogging peuvent parfois nous donner des indications inexactes (mauvaise ambiance sonore détectée par exemple (Figure 7)) et parfois même irréalisables (aide auditive portée plus de 24 heures par jour par exemple).

Enfin, il est à noter qu'un patient qui porte son aide auditive de façon irrégulière aura tendance à surestimer sa durée de port quotidien de l'aide auditive, tandis que le porteur régulier aura tendance à sous estimer cette durée d'utilisation.

4

## Fin de la phase d'essai

### Exploitation des questionnaires

#### APHAB

L'utilisation du questionnaire APHAB avec appareillage permet de s'assurer pour chacune des quatre catégories traitées que le résultat obtenu est bien au niveau du résultat moyen retrouvé pour une population malentendante aux caractéristiques comparables.

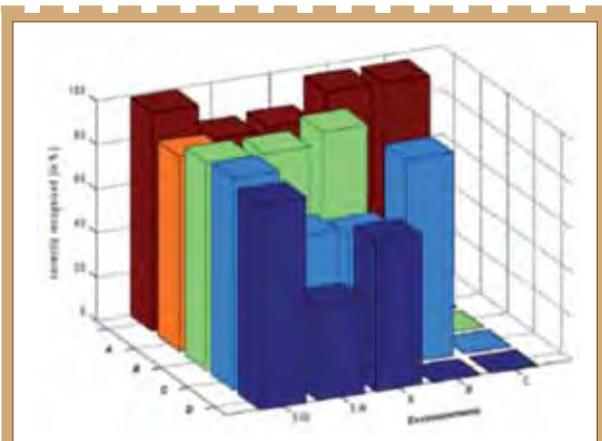


Figure 7 : Réussite des différentes stratégies de détections d'environnements ( parole seule (S iQ), Parole+Bruit (S iN), Bruit seul (N), Musique (M), voiture (C)) mise en place par des fabricants (A, ...D).

### COSI

Analyse du changement observé tout au long de l'appareillage ainsi que de l'aptitude finale face aux situations initialement déterminées et hiérarchisées.

### Tests en cabines

L'audiométrie vocale dans le bruit permettra d'estimer les progrès réalisés en comparaison au test initial réalisé le premier jour, sans aides auditives. Une mesure du progrès ainsi qu'une comparaison à la référence « normo-entendant » permettra d'adapter le discours de l'audioprothésiste. A cela, il est important d'intégrer le fait que plusieurs études ont montré qu'une amélioration significative de la compréhension dans le bruit est à attendre lors des premiers mois de l'appareillage.

### Cohérence entre questionnaires et compréhension dans le bruit

Une étude réalisée il y a quelques années indique une forte corrélation entre les résultats obtenus en audiométrie vocale dans le bruit et les éléments recueillis avec un test APHAB (Catégorie bruit).

5

## Conclusion

Le sens clinique doit rester prévalent en cas d'incohérence entre les éléments recueillis par les questionnaires et ceux recueillis par le datalogging ou l'audiométrie vocale dans le bruit, et il peut être opportun parfois de recadrer les attentes du patient.

6

## Bibliographie

Carhart R, Tillman TW: Interaction of competing speech signals with hearing loss. Arch Otolaryngol 1970;91:273-279.

Groen JJ: Social hearing handicap: Its measurement by speech audiometry in noise. Int Audiol 1969;8:182-183.

Plomp R: Auditory handicap of hearing impairment and the limited benefit of hearing aids. J Acoust Soc Am 1978;63:533-549.

Schuknecht HF: Further observations on the pathology of presbycusis. Arch Otolaryngol 1964;80:369-382. Plomp R, Duquesnoy AJ: A model for the speech-reception threshold in noise without and with a hearing aid. Scand Audiol 1982;15:95-111.

Wilson RH: Development of a speech in multitalker babble paradigm to assess word-recognition performance. JAAA 2003;14:453-470.

Smits C, Kapteyn TS, Houtgast T: Development and validation of an automatic SRT screening test by tele- phone. Int J Audiol 2004;43:15-28.

Killion MC: New thinking on hearing in noise: A generalized Articulation Index. Sem Hear 2002;23:57-75.

Dodelé L. : La procédure APA, Affinement Post Appareillage, Cahiers de l'Audition / Vol. 15 / N° 5 / oct. 2002

Dodelé L. : L'audiométrie vocale en présence de bruit, Cahiers de l'Audition / Vol. 13 / N° 6 / déc. 2000 Comparison of three types of French speech-in-noise tests: A multi-center study Sofie Jansen\*, Heleen Luts\*, Kirsten Carola Wagener†, BirgerKollmeier†,‡, Matthieu Del Rio¶, René Dauman¶, Chris James§, Bernard Fraysse§, Emilie Vormès#, Bruno Frachet#, Jan Wouters\* & Astrid van Wieringen\*, International Journal of Audiology 2011; Early Online, 1-10

Goujon F. : « Audiométrie vocale: Etude de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant et détermination de courbes vocales de références selon le matériel vocal choisi » - Mémoire de fin d'étude d'audioprothèse, Nancy, 2011/2012

Ploquin C. : « Test ANL sur le logiciel Biosoundssystem: Validation et expérimentation » - Mémoire de fin d'étude d'audioprothèse, Nancy, 2012/2013



## Comment expliquer les limites de l'appareillage audioprothétique au patient et à sa famille ?

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

Cet EPU nous a permis de mieux comprendre que le bruit est notre ennemi principal et la plainte majeure des déficients auditifs appareillés. Pourtant, l'espoir du patient en venant nous voir est de retrouver par l'acte d'appareillage une fonction auditive normale, ce que la publicité l'encourage à croire. Nous savons hélas que, malgré nos efforts, la réhabilitation prothétique sera imparfaite et la satisfaction partielle.

Plutôt que de subir cette découverte, nous devons normaliser ce fait en utilisant notre fil conducteur : l'Education Prothétique. Notre métier est opérateur dépendant et allie 20 % de technologie à 80 % de psychologie. Notre avantage est de connaître nos limites et de pouvoir nous appuyer sur un bilan globalement très positif, en tout cas s'il est bien explicité. C'est facile car nous connaissons les étapes de l'habituation à l'appareillage, l'efficacité en milieu silencieux ainsi que les difficultés résiduelles en milieu bruyant. Il suffit pour que ce voyage se termine bien qu'il soit prédit, organisé, expliqué et progressif.

Deux points capitaux. En premier, nous devons profiter de notre avantage de connaissance pour gagner la confiance du patient dans le but de lui démontrer que nous sommes l'interlocuteur détenant la solution. Le moyen d'obtenir cet état est de ne parler qu'après avoir fait ses propres tests, montrant ainsi que leur problème est notre problème et que les limites de notre prise en charge sont leurs limites plutôt que celles de la technologie.

Le deuxième point important est de ne parler qu'après avoir fait une anamnèse de qualité permettant d'adapter nos tests, d'intégrer dans notre discours les besoins réels, et de recadrer la demande. Avec pour conclusion le mot clé : « je vous ai compris ».

Devant notre difficulté à le satisfaire, 3 solutions sont possibles :

- Ne rien lui dire et le laisser découvrir par lui-même le manque d'efficacité.
- Lui annoncer brutalement et sans explication cette insuffisance en lui affirmant que c'est définitif.
- Lui expliquer ses difficultés passées en les justifiant par nos tests, les aspects positifs de l'appareillage sans en cacher ses limites, lui laisser l'espoir en lui permettant d'accepter les difficultés résiduelles tout en tentant d'améliorer ses capacités par notre éducation prothétique.

Expliquer, expliquer, expliquer... Rien n'est pire que la découverte sans avertissement.

Quelques rappels concernant les explications à fournir :

- Il faudrait améliorer en moyenne pour le malentendant le rapport signal / bruit (RSB) de 6 dB de plus que pour l'entendant pour commencer à être efficace. Le RSB correspondant à un bruit perturbant chez un entendant (niveau correspondant à l'apparition de confusion phonétique) entraîne chez un patient déficient auditif moyen le passage de 98 % de compréhension à 22 % (équivalent d'un bruit de cocktail pour une intensité de la voix de 60 dB). La dégradation de 1 dB du RSB entraîne 10 % de dégradation de la compréhension.

- La réverbération ajoute à la difficulté en milieu bruyant et est d'autant plus gênante que la surdité augmente. Le pourcentage d'intelligibilité passe de 93 % chez l'entendant à 74 % chez le malentendant pour un temps de réverbération de 0,5 sec. De même, il passe de 77 % à 45 % pour un temps de réverbération de 1,2 sec.

- Nous savons que notre efficacité est modérée dans ces conditions, que le microphone directionnel est seul efficace pour améliorer la compréhension dans le bruit dans certains azimuts, et que pour faire accepter ce manque d'efficacité, il faut être prédictif avant, pendant et après l'appareillage. Avant, pour expliquer que les compensations mises en place sont mises en défaut dans le bruit et qu'elles ne seront peut être pas utilisables à court terme. Pendant, pour expliquer les gênes initiales et les résultats immédiats. Après, pour délimiter les progrès possibles et ceux qui ne le seront pas.

Il faut également répondre aux questions avant qu'elles ne soient posées : Pourquoi la compréhension est-elle meilleure dans le silence que dans le bruit ? Pourquoi le bruit me gêne-t-il plus que mes voisins entendants ? Pourquoi faut-il différencier « je comprends en milieu bruyant » et « le bruit me gêne au niveau confort », etc.

Il faut informer le patient en lui parlant de lui, en utilisant des mots qu'il peut intégrer et en remplaçant nos explications dans sa vie quotidienne. Nous le connaissons : Utilisons cet avantage.

Il faut l'avertir que l'efficacité dépend entre autres des paramètres du bruit, de l'importance de la surdité (0 à 19 dB de dégradation du RSB en fonction de la perte), de la durée de la surdité, du temps de déprivation, de l'âge (augmentation de la perte, troubles centraux, 0,2 dB de RSB par an,...), de l'existence de troubles centraux (BAC est corrélé à la dégradation dans le bruit), etc.

Il faut préparer les limites de notre action. Une manière de dire : même si le résultat est insuffisant, l'appareillage est nécessaire. Il faut échanger sur les risques de ne rien faire afin de lui faire prendre sa part de responsabilité dans nos difficultés communes, sur les aspects positifs de l'action, sur le cercle vertueux de l'entraînement. Il faut lui expliquer avant qu'il ne les exprime ses difficultés et parfois écouter ce qu'il a à dire, lui exprimer les premières contraintes qu'il rencontrera, l'objectif que l'on peut espérer attendre, le délai d'accoutumance mais aussi les limites attendues de l'appareillage.

Pourquoi passer tout ce temps à essayer de le convaincre ? La réponse est triviale : Nous avons besoin de lui. Avec un élément capital : le port régulier est indispensable au travail d'habituation et la période d'accoutumance est d'autant plus rapide que le respect de cette règle est effective.

Il faut aussi convaincre la famille pour qu'elle devienne une aide et n'aille pas à contre courant. Nous avons aussi besoin d'elle. Elle doit comprendre que l'efficacité dans le bruit est relative afin de l'amener à positiver, encourager, s'adapter, avertir de la conversation, participer, etc.

Il faut expliquer le choix prothétique, ce que peut faire ou pas la technologie et tenter de faire voir le verre à moitié plein plutôt



qu'à moitié vide. Ne jamais promettre ce que la technique ne peut permettre d'obtenir. La description des différentes caractéristiques technologiques risque en effet de faire croire à un « miracle ». L'augmentation du nombre de canaux et l'existence des traitements du signal peuvent laisser croire que le retour à la normale est envisageable. Une seule solution pour lutter contre cette croyance est d'expliquer que ces progrès permettent de diminuer de façon importante les difficultés résiduelles, mais qu'elles ne peuvent les effacer. Ils sont pourtant porteurs de facilité d'adaptation et d'accoutumance.

L'action des débruiteurs peut cependant avoir des actions contradictoires en fonction de la recherche du patient. Par exemple améliorer nettement le confort subjectif d'écoute sans toutefois améliorer de façon significative la compréhension, voire parfois en la dégradant. De plus, l'action de ces débruiteurs n'ayant pas par une efficacité identique en fonction de tous les milieux rencontrés, laisser le libre choix entre plusieurs programmes spécifiques de certaines activités peut être une solution adaptée.

Dans le cas d'une utilisation du traitement du bruit pour une amélioration de la compréhension et non du confort, on peut par exemple préconiser, ce que ne peuvent réaliser les algorithmes d'automatisme actuels, un programme ayant les spécificités suivantes par rapport à celles du programme milieu silencieux : multiprogrammation avec programme spécifique pour la compréhension dans le bruit, gain global diminué, microphone directionnel fixe, gain dans les graves conservé, libération des compressions, diminution de l'efficacité de l'écrêtage et enfin traitement du bruit réglé faible, voire arrêté.

Le fait de laisser une liberté de choix au patient renforce l'importance de l'éducation prothétique. Il faut ainsi lui apprendre à écouter l'environnement de façon à choisir le programme correspondant à la situation analysée. Le mieux pour cette éducation est de faire une démonstration en cabine à partir des outils de simulation d'ambiance sonore, ce qui lui permet de vérifier que la situation est bien traitée ou plutôt améliorée par le choix réalisé. Cette prise en charge sera considérée comme efficace si elle lui permet de connaître ses propres limites et surtout de les accepter.

Lors du compte rendu de l'essai en milieu social, si les explications données lors du premier rendez vous, confirmées lors du rendez-vous d'appareillage, correspondent aux réalités rencontrées pendant l'essai prothétique en milieu social, le contrat de confiance est rempli. Dès cet instant, les affirmations d'amélioration ultérieures promises deviennent crédibles.

Un nouvel outil vient renforcer notre pouvoir de contrôle sur les événements, le data logging. Il confirme la durée du port indiquée par le patient, nous informe sur ses conditions acoustiques de vie (parole, bruit, ...) et donc sur l'entraînement effectué. Il nous renseigne sur le respect des consignes concernant le choix des programmes en fonction de l'environnement sonore et nous permet d'adapter la poursuite de notre éducation prothétique.

L'ensemble de cette prise en charge devrait banaliser les premières difficultés rencontrées, permettre de mieux accepter les limites de l'appareillage afin de profiter de tous les apports de celui-ci. Mais pour que tout se passe bien, la meilleure solution est de lui prédire les insuffisances qu'il rencontrera, car faute avouée à moitié pardonnée.

La difficulté quand les limites normales d'efficacité sont atteintes est d'expliquer qu'il n'est pas forcément possible de faire mieux. Tout aura été tenté et à chaque nouveau réglage, la sanction est la même : « Je préférerais le réglage précédent, qui ne résout pas tout, surtout dans le bruit, mais qui correspond au meilleur compromis confort efficacité ».

La recherche d'amélioration doit s'arrêter si la demande est irréaliste, mais être poursuivie pendant la phase d'accoutumance et si la technologie le permet. L'option la plus logique est d'obtenir la résignation du déficient auditif, mais aussi celle de l'audioprothésiste dont la volonté est toujours de faire mieux.

Quand les limites du patient sont atteintes, aucune solution immédiate n'est possible. C'est donc dans la projection à moyen et long terme qu'il faut chercher la solution. Nous savons en effet que la stimulation entraîne une accoutumance et une habitude. A moyen terme, la réorganisation des zones auditives centrales permet une meilleure élimination des bruits parasites et une meilleure sélectivité des informations de parole dans un fond sonore.

Ces progrès n'existent cependant que lors du port régulier des aides auditives, objectif atteint lors d'une éducation prothétique de qualité.

En conclusion, la recherche du meilleur compromis confort résultats et les limites du patient et de la technologie peuvent sembler conduire à un résultat relatif par rapport à une audition normale. L'éducation prothétique doit conduire le patient à intégrer que ce résultat est optimal par rapport à sa perte et qu'aucune autre solution à court terme ne peut être supérieure. La clé pour obtenir l'acceptation de cette vérité : positiver et ne jamais mentir.



# Cas clinique

## L'appareillage Power CROS

**Thomas ROY**

Audioprothésiste D.E.  
Membre du Collège National d'Audioprothèse  
Laboratoires F. LE HER  
41, rue de la tour de beurre  
76 000 Rouen



### Introduction

L'évolution technologique des algorithmes anti-larsen, de la communication inter-aurale a permis de remettre sur le devant de la scène des systèmes particuliers que nous avons tendance à délaissier. L'appareillage CROS (Contralateral Routing Of Signals) utilisé pour la réhabilitation des surdités unilatérales ou l'appareillage BICROS (Bilateral CROS) lorsque la meilleure oreille présente une perte auditive et nécessite d'être corrigée sont à l'origine du système Power CROS utilisé dans des indications particulières.

### Anamnèse

Madame Madeleine D., 87 ans, est adressée au laboratoire pour un renouvellement de son appareillage auditif suite à une dégradation de ses seuils liminaires. Elle présente des antécédents d'otites chroniques bilatérales multi-opérées avec des épisodes otorrhéiques qui restent fréquents et qui ont aboutis à une cophose droite et une surdité mixte profonde 1<sup>er</sup> degré pour l'oreille gauche. La prescription du médecin ORL recommande un « renouvellement d'appareil auditif gauche en conduction osseuse ou en conduction aérienne avec aération maximale du conduit auditif externe ». Madame R. était jusqu'alors équipée de deux branches à conduction osseuse de type B112 de marque Coselgi qui ne lui permette plus d'obtenir de résultat fonctionnel suffisant compte tenu de la dégradation progressive de son niveau de conduction osseuse.

A ce jour, la patiente présente des capacités de communication très limitées, au prix d'un appui de sa part sur ces branches pour un contact plus franc contre ses mastoïdes avec une aide massive de la lecture labiale, qui la conduisent progressivement à un isolement social majeur. Madame R. ne souffre ni d'acouphènes ni de vertiges (Fig.1).

### Orientation prothétique

Plusieurs options d'appareillage conventionnel s'offrent à nous :

- La première en conduction osseuse par l'utilisation de branches traditionnelles mais dont l'efficacité reste très insuffisante compte tenu du niveau du seuil de conduction osseuse. Il est généralement reconnu qu'un seuil en CO inférieur à 40 dB sur l'ensemble des fréquences constitue l'indication pour ce type d'équipement.
- Le choix d'une prothèse à ancrage osseux de type Cordelle II de marque Cochlear par exemple, solution rejetée par la patiente après proposition de la part du

médecin ORL compte tenu de la contrainte chirurgicale mais qui présente l'intérêt de pouvoir corriger des courbes en CO jusqu'à 60 dB (Fig. 2).

- Un appareillage classique à l'aide d'un contour d'oreille mais dont l'efficacité risque d'être limitée compte tenu de l'obligation d'une aération importante du conduit auditif et donc de la survenue de larsen malgré les algorithmes dont disposent les prothèses de dernière génération et qui supposeraient alors une diminution du gain.
- Un appareillage de type Power CROS avec captation des sons via un micro positionné du côté cophotique et restitution dans l'oreille gauche, qui sera la

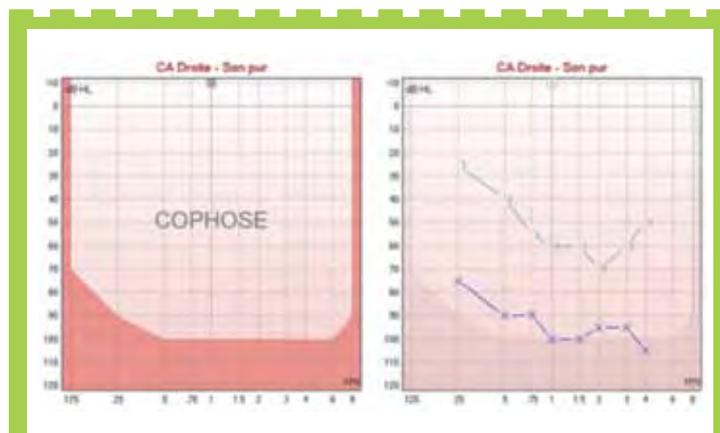


Fig. 1 : Bilan Prothétique tonal liminaire

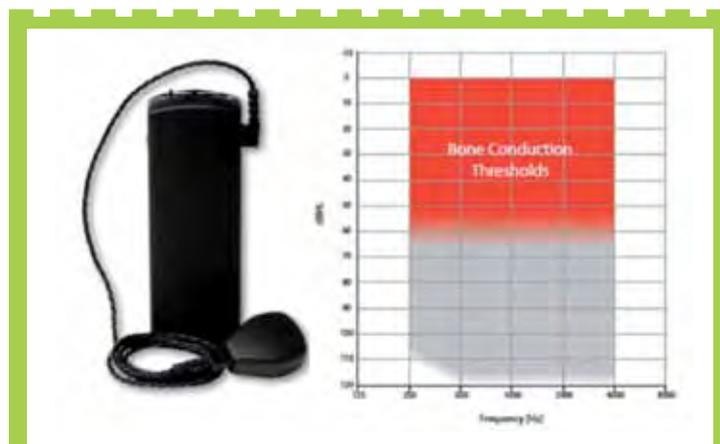


Fig. 2 : Plage d'adaptation de la Cordelle II de marque Cochlear



solution finalement retenue. Le principe de ce système est extrêmement simple et réside dans le fait de déporter le microphone d'une prothèse du côté controlatéral pour limiter le risque de Larsen et permettre une amplification maximale.

## Appareillage

Il existe actuellement plusieurs façons de réaliser un appareillage de type Power CROS :

- La solution historique qui consiste en une adaptation sur une paire de lunettes, la monture permettant de dissimuler le fil reliant le microphone sur une des branches au contour d'oreille de l'autre côté. Le microphone est alors inclus dans un petit contour ou dans une spatule dite de Bruckhoff pour un meilleur rendu esthétique (Côté gauche sur la Figure 3). Cette solution est réalisable avec certains contours d'oreille du marché bénéficiant de coudes spéciaux pour un montage sur lunettes.



Fig. 3 : Montage Power CROS sur lunettes



Fig. 4 : Contour d'oreille surpuissant associé à un module CROS

- Avec l'apparition de communication interaurale dans les prothèses de dernières générations, on peut désormais s'affranchir de la présence d'un fil de liaison entre le microphone et le reste de la prothèse. Le module microphone de la forme d'un micro-contour ou d'un intra-auriculaire perçoit les informations acoustiques et les transmet au contour controlatéral du côté appareillé par radiofréquence.

Nous avons ainsi fait le choix d'une adaptation à l'aide d'un Naida Q50-UP de marque Phonak associé à un

module CROS de la même marque. Un embout IROS profond a été réalisé pour l'oreille gauche pour maintenir l'aération prescrite.

## Résultats Prothétiques

L'adaptation prothétique se réalise sans particularités, avec l'utilisation d'une méthodologie supraliminaire. Le gain prothétique tonal ainsi obtenu est satisfaisant avec un seuil liminaire oreille appareillé voisin de 40 dB (Fig. 5).

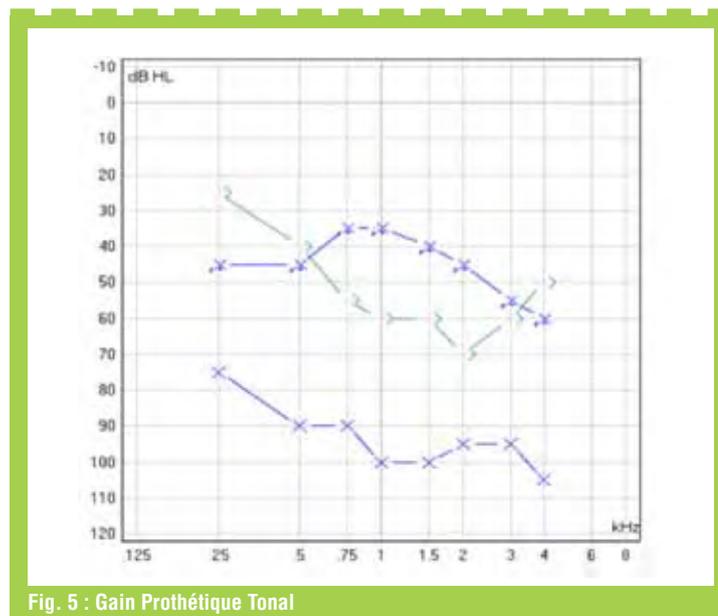


Fig. 5 : Gain Prothétique Tonal

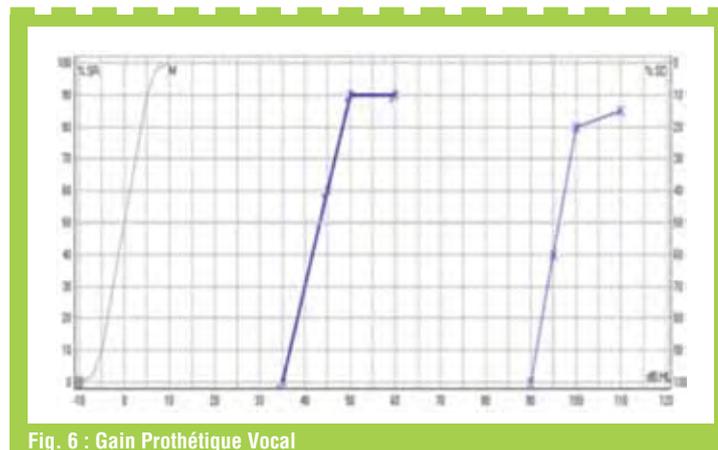


Fig. 6 : Gain Prothétique Vocal



## > CAS CLINIQUE

La récupération vocale dans le silence est en parfaite corrélation avec les mesures tonales, cet appareillage permettant de récupérer un Indice de Capacité Auditive de 50% avec une intelligibilité de 60% à la voix moyenne (Fig. 6). Madame D. observe ainsi une nette amélioration de son confort auditif avec une communication globale grandement facilitée.

### Discussion

Ce système est relativement simple à mettre en œuvre et présente de nombreux avantages lorsque la conduc-

tion osseuse est fortement dégradée. Le confort de port est incomparable par rapport aux lunettes osseuses classiques qui supposent un appui conséquent sur les mastoïdes et qui peuvent rapidement s'avérer douloureuses. En associant un déport du microphone à des algorithmes de traitement de signaux performants, le risque de survenue de larsen est également nettement atténué même lorsque qu'une aération du conduit auditif externe est recommandée.

Les appareillages Power CROS ont également leurs inconvénients, à commencer par une fragilité particu-

lière pour les systèmes sur lunettes pour lesquels le fil de liaison est rapidement exposé, notamment au niveau des charnières. Les systèmes sans fils sont eux très énergivores, le changement des deux piles revenant à peu près tous les 5 jours.

Face à la pénurie actuelle sur le marché de branches à conduction osseuse traditionnelles, le système Power CROS constitue ainsi une alternative extrêmement intéressante aux prothèses à ancrage osseux dont les indications s'avèrent plus limitées même si elles peuvent donner de très bons résultats.

**ASSURANCES aides auditives**

Cabinet **BAILLY**

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

**Des garanties complètes :**

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

**Des durées au choix :**  
1 an ou 4 ans  
Appareils assurés pendant le prêt

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

**A partir de 25€/an  
CONTRAT  
PARTENAIRES\***

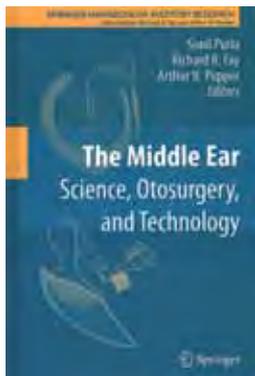
Tél : 03.25.87.57.22  
Fax : 03.25.84.93.34  
Courriel : ab2a.bailly@orange.fr  
Site internet : www.ab2a.fr

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

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



## THE MIDDLE EAR Science, Otosurgery, and technology Springer 308p, 2013



Nous sommes bien avec ce livre dans « l'année de l'oreille moyenne ». Le but est clairement affiché : réunir différents aspects de la recherche que les chercheurs d'un des domaines d'étude de l'OM par exemple l'évolution ou l'embryologie n'ira pas chercher facilement chez ses collègues ingénieurs qui vont produire des modèles mathématiques. Ce livre est passionnant. Ce mot peut paraître excessif mais de mon point de vue il ne l'est pas. On y apprend beaucoup de choses. L'évolution du domaine est constante et force est de constater que l'habitude de la pratique audiologique de base - impédancemétrie et recherche des seuils en conduction osseuse - est loin de couvrir le domaine d'étude de la fonctionnalité de l'OM. Par ailleurs, sur beaucoup de points nous ignorons des résultats récents qui seraient utiles ou des moyens plus récents d'investigation peu utilisés dans le domaine de la clinique au quotidien.

Le livre comprend 10 chapitres. Le 1 est l'introduction à la problématique, le 2 traite de l'évolution et du développement de l'oreille moyenne chez les vertébrés vivants sur la terre (Mammifères et non mammifères). L'une des limites évidentes pour

le clinicien ou le physiologiste est qu'il est difficile de parler de particularités physiologiques lorsqu'on travaille sur des animaux morts. Et, il est encore plus difficile de le faire lorsqu'on travaille sur des animaux fossilisés. Mais cette difficulté réelle n'empêche pas de présupposer un certain nombre de fonctionnalités à partir de données observées et cela au travers des temps géologiques. Le 3 est dédié à l'étude comparative des structures et de la fonction de cette partie de l'oreille dans la lignée des vertébrés. Le chapitre 4 traite de la fonction et du rôle de l'OM dans le transfert d'un signal acoustique dans le cas de l'OM normale et de l'OM pathologique. Ce chapitre est fondamental. Il apporte un grand nombre de rappels d'informations dont on se dit que « peut-être on en a entendu parler » mais sans bien savoir où. Par exemple, les mesures réalisées post mortem ont-elles une validité dans ce domaine ? La réponse est oui sous réserve que les mesures de pression soient faites sous le même angle chez le vivant. C'est important parce que cela permet de tester cette partie de l'oreille avec précision. En particulier les auteurs présentent des modèles qui permettent de tester et de prévoir les effets liés à une perforation tympanique, à une fixation ou à une désarticulation de l'étrier, ou bien encore à l'effet de la présence de fluides dans la cavité. Dans le but de s'inscrire dans une démarche rigoureuse les auteurs présentent les techniques et les matériels qui permettent des prises de mesures physiologiques in vivo ou in vitro : impédance, oscillation de la membrane tympanique, visualisation de la vibration des osselets en 3D, effet de la pression des liquides. Ils présentent des modèles qui permettent de concevoir un cadre théorique lequel permettra de donner un sens à l'ensemble des résultats ce qu'attend bien naturellement le clinicien. Ainsi, les auteurs rappellent-ils ce qu'un changement

structural aura comme impact sur la transmission par la voie aérienne et comment en avoir connaissance dans un cadre clinique. Sur le plan mécanique il faut rappeler pour mémoire que : en dessous de 1000Hz l'impédance est dominée par la compliance. Au-dessus de 1000Hz approximativement le comportement est beaucoup plus complexe avec des maxima et des minima. Ce comportement résulte d'une part du système de transmission (Membrane tympanique + chaîne ossiculaire d'une part et, d'autre part, de la structure de la cavité qui délimite l'OM). L'apport de ce chapitre est aussi dans l'application des techniques de mesurage à l'oreille pathologique. On y retrouve des mises au point très précises en partant de la membrane tympanique : conséquences des perforations et effets de la présence de tubes trans-tympaniques sur la transmission d'une bande de fréquence. Un modèle mathématique très simple permet d'en prédire les effets au moins pour  $f < 500\text{Hz}$ . Atélectasie de la MT. Il existe 4 niveaux de tympanoscléroses (cf par exemple : Ann. Of Otol. Rhinol. Laryngol. 111, 2002 Panel Report Definition, Terminology, and Classification of Otitis Media. Pour plus de précisions). Les désordres qui impliquent les osselets, la désarticulation, la fixation, etc. Le chapitre 5 traite lui de l'équilibre quasi-statique dans l'oreille moyenne. Ce chapitre est lui aussi très intéressant. Il attire l'attention sur le fait que les pressions négatives dans l'OM sont créées par des pathologies qui nécessitent la plupart du temps un geste chirurgical parce qu'elles peuvent conduire à des détériorations sensibles et définitives des structures qui forment la base fonctionnelle de l'OM et amener de ce fait à des pertes sensibles de l'audition. Il faut noter cependant que le cas des poches de rétraction est un peu particulier. Dans certains cas elles restent stables pendant des

François DEGOVE

Membre du  
Collège National  
d'Audioprothèse

francois.degove@  
wanadoo.fr





années mais ce n'est pas toujours le cas. La poche de rétraction peut gagner en profondeur. Dans ce cas les complications ne sont pas très éloignées. Un point est fait sur l'origine de ce quasi-équilibre.

On y rappelle l'importance de la composante liée à la dissolution des gaz dans le sang au travers des tissus en plus des échanges de gaz. Les mécanismes d'échange de gaz avec le sang sont décrits avec les dérives pathologiques possibles qui en dérivent lorsqu'il y a un déséquilibre durable. La suite du chapitre aborde les principes de base ainsi que les limites de la tympanométrie classique puis les mesures directes à long terme sur une journée dans l'OM qui incluent les mesures directes de pression dans la mastoïde. La composition du gaz à l'intérieur de l'OM et les échanges de gaz. La trompe d'Eustache et son rôle dans l'aération de l'OM, les problèmes liés au dysfonctionnement/occlusion. La cavité mastoïdienne et son système de cellules dans la régulation de la pression. La pneumatisation de la mastoïde et les observations cliniques correspondantes (il est rappelé que le système des cellules qui la constitue est absent à la naissance et ne sera développé qu'à la puberté). On passe ensuite au contrôle neural central rétroactif de la pression dans l'OM. Sont abordées les études classiques. Des résultats récents tendent à confirmer ce qui était encore il y a peu des présuppositions avec les controverses engendrées par des hypothèses parfois jugées peu ou mal fondées. Le chapitre 6 traite de conduction osseuse et OM. On retrouve dans ce chapitre certaines figures ayant accompagnées nos études. On y expose que le rôle des phénomènes de compression et de dilatation des os du crâne expliquent la mobilisation des fluides cochléaires. On y précise les mécanismes de mobilisation des fluides incompressibles au sein de la cochlée. Ces explications semblent aujourd'hui ne pas satisfaire totalement les chercheurs. Ils ont pu montrer qu'elles n'expliquaient pas les réponses pour l'ensemble des fréquences de stimulation. Des hypothèses intéressantes et étonnantes sont présentées en particulier pour ce qui concerne le comportement durant la stimulation par conduction osseuse. De là on passe à la conduction osseuse en audiométrie et à sa précision puis aux facteurs qui affectent l'estimation des seuils en CO. Ensuite le masquage est abordé. Le choix d'une méthodologie particulière est éclairé. Ensuite l'impact

de différents dysfonctionnements est analysé.

La perception de sa propre voix et l'influence, le rôle de la composante osseuse dans cette perception. Enfin CO et prothèse auditive sous toutes les formes. Le chapitre 7 traite de la modélisation. Ce chapitre est intéressant il met en question ou propose des voies d'explications fonctionnelles. Le chapitre 8 aborde le diagnostic, à partir de la mesure et de l'imagerie. Le travail de l'audiologiste et du clinicien repose à la base sur la mesure « physique » et sur l'évaluation fonctionnelle de sorte que le statut physique et fonctionnel de l'organe testé soit établi avec le maximum de précision. Le but ultime est de pouvoir identifier un état ou une pathologie spécifique. La nécessité de pouvoir aborder le diagnostic de manière plurielle en termes de moyens d'investigation vient tout simplement du fait qu'une pathologie unique crée des changements structuraux multiples. On trouve donc dans ce chapitre traitées de manière rigoureuse les mesures comportementales, les mesures physiologiques et l'imagerie. Les parties traitant de la mesure physique et de l'imagerie sont intéressantes du fait que les auteurs présentent les toutes dernières nouveautés qui parfois n'en sont encore qu'à leur stade expérimental ainsi la « Wideband Energy Reflectance » (WBBER, cf le No spécial de Ear & Hearing cité ci-dessus) apparaît-elle comme un moyen d'investigation relativement nouveau qui permet une exploration plus fiable dont les possibilités n'ont pas encore été complètement épuisées ou encore la « Wideband Tympanométrie » (WT) encore au stade expérimental (au Boys Town National Research Hospital), la « Vibrométrie Laser-Doppler ». Après ces présentations sont exposées les techniques de mesure des reflexes des 2 muscles de l'OM puis, l'OM et les OEA enfin, une importante partie est consacrée à l'imagerie à laquelle, il faut le noter au passage, l'otoscopie appartient. Il y a aussi l'évolution des technologies qui permettent de réaliser des images (endoscopie, RX, Tomographie Numérique (TN), Micro TN, Résonance Magnétique, Résonance Magnétique en Temps Réel (permet de voir de modifications dans les déplacements enfin, la Tomographie par Cohérence Optique. Elle utilise de grandes longueurs d'ondes proches de l'infrarouge. L'évolution de ces matériels est fascinante.

L'adjonction de logiciels de traitement du signal permet d'en tirer des informations d'une très grande précision voire de réaliser de véritables mesures anatomiques. Le chapitre 9 traite de la chirurgie reconstructive et des prothèses passives. On y trouve les choléstéatomes, les otites chroniques, les surdités de transmission, les mastoïdectomies, l'aération de l'OM, la reconstruction chirurgicale de l'OM, la reconstruction ossiculaire, les prothèses de remplacement des osselets, l'otosclérose et enfin stapédecotomie et tympanoplastie. Le chapitre 10 traite des dispositifs médicaux destinés à la correction des surdités d'OM. Toutes les technologies implantables ou non y passent. Un des aspects intéressants de ce chapitre est le paragraphe consacré à la comparaison des différents dispositifs sur le plan de la réhabilitation fonctionnelle. Au total un livre à bien lire et à conserver dans sa bibliothèque.

Une pensée me vient pour notre ami J. L. Collette qui était un passionné de l'oreille moyenne. Il aimait beaucoup me poser des petites questions pièges sur l'interprétation de tel ou tel résultat d'examen. Il me piégeait dans 8 cas sur 10 et arborait un grand sourire. A ce moment il me disait pour excuser ma mauvaise réponse « tu sais l'exploration de l'oreille moyenne est beaucoup plus difficile que ce qu'on pense. Très peu de gens la comprennent véritablement. Ils ont des schémas appris qui au total sont souvent inexacts et ils les gardent dans la tête ». Offrons-lui ce livre par la pensée à notre ami Jean Louis. Il l'aurait lu avec un très grand plaisir et à n'en pas douter il vous aurait permis d'en tirer beaucoup plus d'informations que je n'en suis capable. C'est entre autre mais pas seulement en cela que sa disparition a été une perte pour le monde de l'audiologie.

## EAR RECONSTRUCTION

Ed. J. M. Avelar

Springer 191p, 2013

Dans le cadre de l'audiologie prothétique Il s'agit là d'une problématique qui n'est pas si rare. En effet il y a les anomalies génétiques mais aussi les pavillons, voire les conduits auditifs externes opérés du fait de tumeurs ou même d'interventions sur l'oreille moyenne avec « forage ». Ils subiront ou non une reconstruction. Cependant, bien souvent avec ou sans reconstruction il y a souvent une hyper-



sensibilité qui pose bien des problèmes d'acceptation de l'aide auditive tant du point de vue médical - ne pas créer de lésion - que du point de vue prothétique vis-à-vis du confort de port pour le patient.

Au-delà de ces problématiques médicales et prothétiques il subsiste pour le patient une question d'identité qui fait qu'une modification ou l'absence d'une partie visible du corps va le perturber dans la plupart des cas. C'est donc un challenge pour le chirurgien plasticien que de réparer esthétiquement voire fonctionnellement quand il le peut cette anomalie de la nature ou cet accident.

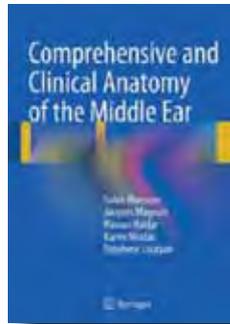
La prise en charge de cette chirurgie est délicate et sauf modification minimale ou rectification apportée à un profil le résultat n'est pas acquis d'avance. Il faut de toute évidence une grande expérience. L'auteur du livre rappelle d'ailleurs qu'il a opéré plus de 1000 pavillons depuis le début de sa carrière. Ce n'est pas rien mais cela semble être la condition. En effet l'un des défis est de recréer des détails qui donnent son apparence naturelle au pavillon. Dans sa préface le Pr Psillakis (Sao Paulo) explique qu'il faut au chirurgien un entraînement considérable pour que sa main soit sûre : « It is crucial to highlight the fact that disastrous results have occurred in the hands of surgeons who perform this type of surgery sporadically » On ne peut être plus clair dans le propos. Mais, autant dire les choses. Néanmoins, le paradoxe est qu'il faut bien commencer un jour. Un jeune chirurgien talentueux doit pouvoir s'attaquer à ce type d'acte. C'est donc tout l'intérêt du livre que de présenter cette spécialité dans la spécialité à la fois pour dire aux jeunes praticiens ce qu'il faut faire mais aussi ce qu'il ne faut pas faire.

Le livre comprends 13 chapitres : 1, anatomie chirurgicale de l'oreille externe et de ses régions environnantes ; 2, classification des anomalies congénitales et des déformations associées ; 3, principes et planification de la reconstruction de l'oreille ; 4, modeler une nouvelle forme anatomique du pavillon ; les chapitres 5 à 13 portent sur les techniques chirurgicales d'abord sur des cadavres, puis lors d'interventions sur des patients et ce avec une iconographie (dessins et photos) remarquable. L'ouvrage est agréable à lire. L'auteur présente une vision académique et n'hésite pas à parler de l'évolution de sa propre technique au fur et à mesure de son travail opératoire. Ce livre

est à mettre dans toutes les bibliothèques universitaires. Son contenu est destiné au chirurgien mais les grandes lignes devraient être connues des étudiants en audiologie prothétique.

### COMPREHENSIVE AND CLINICAL ANATOMY OF THE MIDDLE EAR

**S. Mansour, J. Magnan, H. Haidar, K. Nicolas, S. Louryan**  
**Springer 159P, 2013**



Cette année serait-elle l'année de l'oreille moyenne ? Deux livres lui sont dédiés : l'un dont nous traitons actuellement et un autre du même éditeur, un numéro spécial très récent de la revue Ear and Hearing est consacré à ce que nous appelons encore l'impédancemétrie. Le titre du premier article de ce numéro spécial de E&H : Wideband Acoustic Immittance Measurements of the Middle Ear. introduit une première phrase qui nous met immédiatement dans une terminologie qui vient un peu bouleverser nos habitudes lexicales (cf ci-dessous « EAM ») et, immédiatement derrière sémantique qu'un tel changement ne manquera pas d'entraîner : « This supplement focuses on some of the most recent acoustic measurements within the occluded, human external auditory meatus (EAM) (souligné par nous). » Intéressante évolution qui méritera que les Cahiers y consacrent sans doute quelques articles pour faire le point sur le sujet. Mais revenons à notre livre. Sur 7 chapitres tous les aspects anatomiques et embryologiques de l'oreille moyenne sont présentés avec beaucoup de précisions et de détails. L'iconographie est remarquable, faite d'images de synthèse, d'images de scanner, de photos de pièces anatomiques, et/ou de dessins schématiques très didactiques. De quoi

faire un cours d'une exceptionnelle qualité pour des étudiants mais aussi pour des professionnels quelle que soit leur origine, chirurgie, ORL, audiologie prothétique, etc. Chacun y trouvera ce qu'il y cherche avec un niveau de compréhension excellent qui ne remet jamais en cause le sérieux du travail. Comment comprendre le développement des implants d'oreille moyenne ou les systèmes de type BAHA avec leurs avantages et leurs limites si on ne connaît pas parfaitement cette partie de l'oreille humaine ? Vous l'aurez compris, au moment où l'abord des conceptions de l'évaluation fonctionnelle est en cours de reformulation il est plus que nécessaire de refaire un point général et détaillé sur les aspects les plus « basiques » que sont anatomie embryologie. Les bibliothèques universitaires, les services dans les quels on pratique la chirurgie et l'implantation (bien que le sujet ne soit pas traité en tant que tel) ainsi que les laboratoires d'adaptation prothétique qui possèdent un département « implants » doivent se procurer ce livre remarquable.



# Veille acouphène

## Du bon usage du bruit blanc

**Philippe LURQUIN**  
Audioprothésiste,  
Chargé de cours,  
Membre du Collège  
National d'Audioprothèse  
1000, Bruxelles  
philippelurquin@yahoo.fr



**Maud REAL**  
Logopède,  
Chargée de cours,  
1000, Bruxelles  
maudreal@hotmail.fr



**M. VANNIER**

### Introduction

La Tinnitus Retraining Therapy est indissociable de l'enrichissement sonore et du counselling. Lorsqu'on accepte que l'acouphène ne soit pas idiopathique (sans cause apparente) et qu'il y ait dans de nombreux cas association, co-incidence ou, simultanément avec une perte d'audition-même focalisée - le rôle de l'audioprothésiste de favoriser l'activité des voies auditives et en particulier celle des relais sous-corticaux qui donnent naissance à l'acouphène (notre précédente veille acouphène) se trouve au premier plan de la thérapeutique.

L'utilisation d'appareils auditifs donne dans de nombreux cas des résultats satisfaisants. Toutefois l'adaptation d'une audioprothèse conventionnelle se trouve prise en défaut du point de vue de l'acouphène s'entend si :

- L'environnement sonore du malentendant est silencieux. Ceci peut se produire chez des personnes seules ou isolées.
- La perte auditive est minime et ne permet pas l'appareillage.
- Le patient acouphénique souffre également d'hyperacousie. Dans ce cas, l'augmentation par l'amplification de la sonie des sons environnementaux déjà supérieure à la normale ne peut être tolérée.
- L'acouphène est produit en réponse à un profond scotome souvent synonyme de zone cochléaire morte. Dans ce cas l'attitude la plus fréquente sera d'éviter l'amplification dans les fréquences de la Z.I.C. ou à tout le moins d'utiliser un algorithme de manipulation fréquentielle de la dernière octave (compression, translation, duplication) de façon à éviter la stimulation auditive dans ces fréquences (Lurquin & coll 2002). L'autre attitude sera d'essayer de stimuler malgré tout mais la profondeur du scotome impliquera soit un niveau d'amplification élevé qui pourra

générer de l'inconfort, soit une sous-stimulation et l'incapacité pour l'environnement de masquer une fréquence très aiguë.

Pour ces raisons l'audioprothésiste ajoutera à son arsenal thérapeutique l'utilisation des producteurs de bruit blanc.

### Définition

Un bruit blanc est une réalisation d'un processus aléatoire dans lequel la densité spectrale de puissance est la même pour toutes les fréquences.

En synthèse et traitement du son, on ne considère que les fréquences comprises entre 20 Hz et 20 kHz puisque l'oreille humaine n'est sensible qu'à cette bande de fréquences (la sensibilité varie toutefois selon les personnes). L'impression obtenue est celle d'un souffle. Le son produit lors de l'effet de « neige » sur un téléviseur déréglé est un bon exemple de bruit blanc. (Wikipedia)

La définition plus audioprothétique est celle d'un bruit aléatoire d'intensité globale constante tant sur le plan fréquentiel que temporel et dont le spectre est sinon infini en tout cas étendu sur les fréquences audibles.

Chaque terme de cette définition a son importance. Le mécanisme de sortie du champ de conscience est l'objectif assumé de la T.R.T. Il nécessite en effet trois caractéristiques. Le stimulus (bruit blanc) pour être non ressenti doit être à la fois NEUTRE, CONNU ET CONTINU. A ce titre la constance temporelle assure l'absence de variation.

L'absence d'émotion liée à ce nouveau stimulus large bande (constance fréquentielle) assure sa neutralité, le counselling de l'audioprothésiste permettra d'éviter à la fois l'apparition d'une émotion acquise basée sur l'incompréhension ainsi que son corollaire l'activation limbique.

Après quelques mois de cette stimulation et à condition de porter le générateur de bruit blanc toute la journée sans discontinuer on réunira la troisième condition aux deux précédentes. Le stimulus devient connu avec une rapidité directement proportionnelle à la plasticité cérébrale. Ceci assurera le processus d'habituation et l'oubli des acouphènes.

Enfin loin de stimuler toutes les fibres en même temps le bruit blanc les stimule l'une ou l'autre successivement ; de ce fait les caractéristiques aléatoires du bruit blanc engendreront une stimulation non continue de chaque fibre nerveuse constituant le nerf auditif. On sait aujourd'hui que l'acouphène apparaît suite à une augmentation des influx spontanés et d'une augmentation de la synchronie neurale. Il paraît vraisemblable que cette stimulation aléatoire participe dans certains cas à une diminution de la synchronie.

### Pourquoi un bruit blanc ?

Lorsque Jastreboff et Hazell (2004) émettent l'idée de l'utilisation d'un bruit blanc pour non pas masquer comme leurs prédécesseurs l'avaient fait jusque-là mais pour remplacer l'acouphène, les producteurs de bruit blanc numériques ajustables et programmables en fréquence n'existent pas. L'objectif est seulement d'éviter la focalisation attentionnelle sur l'acouphène (Bottero & coll 2009). Pour ces thérapeutes celle-ci se produit si l'acouphène est associé à une idée négative comme un décès, un licenciement, un divorce, une agression (souvent considérée par le patient comme la cause de l'acouphène).

Si un acouphène de 6000 Hz génère inquiétude, angoisse et perte de la capacité de concentration (incapacité à lire un texte, à réaliser un travail intellectuel) c'est souvent parce qu'il constitue un réservoir d'idées

# VEILLE ACROPHÈNES <



noires. A ce stade la T.R.T. propose le remplacement d'un son par un autre afin de promouvoir l'extinction d'un réflexe conditionné pavlovien.

Ce réflexe s'établit par association d'un stimulus opérant et d'un stimulus associé. Dans le cas du chien de Pavlov la nourriture (stimulus opérant) est associée à un stimulus sonore (stimulus associé) pour générer une réaction (salivation du chien) adaptée au stimulus opérant mais sans lien aucun avec le stimulus associé.

Stimulus >>> Réponse  
Stimulus + Stimulus Associé  
>>> Réponse  
Stimulus Associé seul  
>>> Réponse

Acrophène >>> Contrôle  
Acrophène + Idée noire  
>>> Contrôle  
Idée noire seule  
>>> Contrôle

L'extinction du réflexe conditionné pavlovien se produira lorsque par un travail conjugué le psychologue réduira les idées noires et l'audioprothésiste aura remplacé le stimulus opérant par un autre sans signification. Il s'ensuivra une diminution de l'emballement émotionnel (amplification limbique) puis un décrochage de l'attention focalisée de l'acrophène.

En psychologie cognitivo-comportementale on considère qu'un comportement (écouter sans discontinuer son acrophène) est la réaction à un stimulus (l'acrophène).

Dans notre cas l'attention focalisée sur l'acrophène est la réaction NORMALE d'un individu NORMAL à un stimulus connoté comme un danger.

Cette hypothèse a au moins le mérite d'expliquer pourquoi certains individus ne sont pas gênés par leur acrophène alors que d'autres le sont. L'intensité de l'acrophène étant toujours de quelques dB (SL).

Pour Bandura, une des bases de la psychologie cognitivo-comportementale est que « les changements de conduites doivent être précédés de changements cognitifs ».

De même, « les changements cognitifs profonds supposent des modifications de l'environnement et/ou la mise en œuvre de nouvelles actions ».

C'est la raison pour laquelle le remplacement de l'acrophène par un autre bruit est un prérequis indispensable à la sortie des comportements inadaptés de l'acrophénique. C'est aussi la raison pour laquelle l'équipe pluridisciplinaire incluant un psychologue aura besoin des services d'un audioprothésiste (et vice-versa).

C'est donc pour répondre à ces impératifs psychologiques que Jastreboff propose à la fois un bruit dont la caractéristique fréquentielle s'éloigne de celle de l'acrophène mais d'intensité équivalente. On se souviendra en effet que 80 % des acrophènes se produisent dans l'octave comprise entre 4000 et 8000 Hz. Par ailleurs l'envoi d'un son ayant une intensité supérieure à celle de l'acrophène (afin de produire un éventuel masquage par exemple) n'est pas toujours bien vécu par le patient acrophénique puisque l'on remplace un son de quelques dB SL sur une fréquence déterminée par un bruit d'une dizaine de dB plus fort sur une bande plus large...

La technique du masquage par le bruit blanc fut employée avec un succès modéré durant les années quatre-vingt.

Outre l'intensité administrée au patient signalons que toujours en psychologie cognitivo-comportementale

on recommandera de laisser l'individu au moins en contact partiel avec le stimulus générateur d'angoisse. « On ne soigne pas une arachnophobie on supprimant les araignées autour de soi ».

En effet l'absence du stimulus inquiétant permettra d'éviter dans un premier temps les réactions aversives mais celles-ci risquent de revenir d'autant plus rapidement que la couverture protectrice est retirée. Classiquement le soir lorsque le patient enlève son appareil.

## Le réglage du bruit blanc

Une méthode d'adaptation doit d'abord répondre aux critères d'efficacité.

Ceux-ci si l'on respecte le descriptif ci-dessus c'est l'injection d'un bruit nouveau qui « remplace » l'acrophène qui donnera les meilleurs résultats (Henry & al 2006) ; en d'autres termes le bruit doit être audible sans masquer l'acrophène et sans augmenter la perception d'un bruit (acrophène ou bruit blanc) dans l'oreille.

De même le bruit ne pourra impacter les sons de parole ou masquer ceux-ci.

Comme il est communément admis que l'acrophène est produit quelques dB au-dessus du seuil, le bruit blanc (BB) doit lui-aussi correspondre sur chaque fréquence à cette sensation. Il paraît dès lors judicieux :

1. d'utiliser l'oreille du patient afin qu'il équilibre lui-même pour chaque bande de fréquence la sensation de son acrophène et celle de la bande de fréquence (narrow band) testée,
2. de reconstruire l'isonique correspondant à l'intensité de l'acrophène (soit environ de 0 à 5 voire 10 dB SL).



# > VEILLE ACOUPHÈNES

## ETUDE ORIGINALE

Dans une étude réalisée sur 39 patients acouphéniques afin de tenter d'éviter une mesure fastidieuse nous avons tenté de répondre à deux questions :

1. Peut-on se fier au bruit calculé sur base du seuil tonal ou doit-on réaliser une audiométrie in situ ?
2. Peut-on se fier à l'audiométrie in-situ ou doit-on réaliser une mesure du point de mélange dans chaque bande ?

### Matériel et Méthode

Nous avons utilisé des appareils de la marque Siemens : Life 101 et Life 501 et ceux de la marque Hansaton : WAVE 2G X-Mini qui sont des générateurs de bruit blanc ainsi que les SOUL X-Mini, qui sont des appareils combinés. Nous avons utilisé les trois types d'écouteurs, S, M et P.

Lors du rendez-vous de réglage nous réalisons une acouphénométrie, puis après avoir déterminé les seuils audiométriques du patient à toutes les fréquences, nous calculons un bruit blanc propre à l'utilisateur. Nous cherchons donc à travers les appareils :

- a. Le seuil d'audibilité par bande de fréquence. Ceci correspond à une audiométrie in-situ réalisée par bande de bruit.
- b. Ensuite, le niveau d'équivalence entre sonie du bruit blanc et de l'acouphène (Fig. 1).

Le fait d'effectuer un réglage bande par bande permet de prendre en compte la sensibilité du patient, celle-ci dépend aussi de son acouphène et de son recrutement. Nous obtenons alors un bruit thérapeutique propre au sujet.

Ce bruit a une sonie équivalente à « n » fois le point de mélange puisque nous sommes « n » bandes puis nous baissons globalement le bruit créé de  $10 \log n$  (dB) ; « n » étant le nombre de bandes mesurées.

Dans notre échantillon, nous retrouvons 57 % d'hommes et 43% de femmes ; de même nous avons testé :

- 22 % d'acouphénique sans perte d'audition (Type I),
- 34 % d'acouphénique avec surdité invalidante (Type II),
- 44 % d'hyperacousiques (Type III) avec ou sans acouphène et surdité.

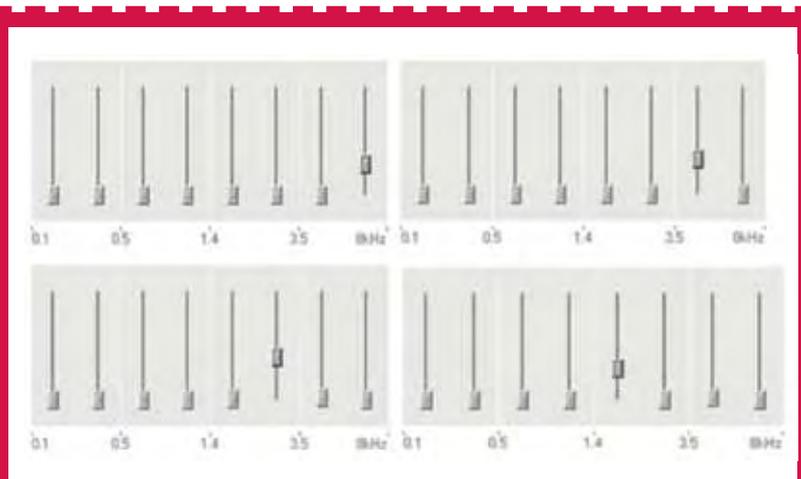


Fig 1 : Mesure et définition du point de mélange bande par bande

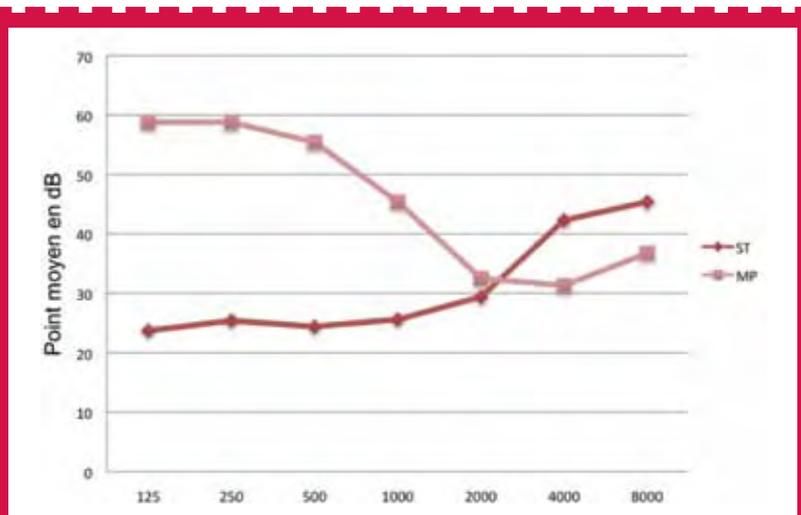


Fig 2 : Valeurs moyennes de seuil tonal (ST) et de point de mélange (MP) pour l'ensemble de l'échantillon.



Fig 3 : Comparaison des valeurs moyennes des seuils auditifs mesurés in-situ (SA) et des points de mélange (MP)



Notre objectif est de définir des valeurs standard pour chaque bande fréquentielle, de façon à pouvoir aider les patients qui ne peuvent pas ajuster le point de mélange bande par bande (Fig. 2).

Pour chaque fréquence nous avons mesuré les écarts statistiques : or nous avons retrouvé une différence significative pour toutes les fréquences sauf à 2000 Hz. Ceci signifie que la prédiction du point de mélange ne peut se faire sur base du seuil tonal relevé au casque. La raison en est simple : l'énergie qui arrive au tympan est modulée par deux facteurs. D'une part, le niveau de la perte mais aussi la déperdition d'énergie au travers des ventilations du dôme ou de l'embout sur mesure. Ceci impacte surtout les basses fréquences.

Notre seconde question porte sur la prédictibilité du point de mélange dans chaque bande à partir de « l'audiométrie in-situ » au travers de l'appareil et de son transducteur ainsi que du dôme de l'appareil (Fig. 3).

Il n'y a donc pas de différence significative entre le SA et le MP. Et cela pour toutes les fréquences. Ces résultats sont sans surprise puisque la même méthodologie est utilisée pour les deux mesures.

En conclusion, on ne peut donc pas se baser sur le seuil tonal mais l'on peut prédire le point de mélange à partir du seuil mesuré in-situ. L'acouphénique est un patient qui demande beaucoup d'attention, nous pouvons donc voir dans ce réglage un avantage ; en effet le temps réclamé et la prise en charge plus importante rend le patient plus satisfait.

## Bibliographie

**Bauer CA, Brozovski TJ**

« Effect of Tinnitus Retraining Therapy on the Loudness and Annoyance of Tinnitus : a Controlled Trial »  
Ear and Hear, Vol 32, n° 2, 2011, p145-155.

**Bottero M.,Heyde C.,Lurquin P.**

« Acouphène et attention auditive »  
Les Cahiers de l'Audition vol 22 ,n°6,2009,pp 27-46

**Henry J. A., Schechter M. A., Zaig T. L., et al.**

« Clinical trial to compare tinnitus masking and tinnitus retraining therapy »  
Acta Otolaryn gol Suppl. 2006:64-69.

**Jastreboff P., Jastreboff M.**

« Tinnitus Retraining Therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients ».  
J Am Acad Audiol. 2000;11:162-177.

**Jastreboff P., Hazell J.**

« Tinnitus Retraining Therapy: Implementing the Neurophysiological Model ». Cambridge, UK: Cambridge University Press; 2004.

**Lurquin P, Germain M., Markessis E., Palmers S., Thill MP, Vincent Y.**

« Le rôle du générateur de bruit blanc dans la thérapie des acouphènes »  
Les cahiers de l'Audition, vol 15 n°4, 2002 , pp 21-27 .

**Lurquin P. Debarge A. Thill MP**

« Contribution à l'établissement du lien entre zone cochléaire morte et acouphène »  
Les cahiers de l'audition vol 15 n° 6, 2002, pp 9-21

**Lurquin P, Real M**

« Le modèle de Jastreboff »  
Veille Acouphène

Les Cahiers de l'Audition Vol 25/4,2012, pp 58-60

**Thill MP ,Lurquin P, Debarge A**

« Dépistage des zones mortes : intérêts cliniques »  
O.r.l. et chirurgie de la face et du cou vol 77, n°7, pp 15-19,2003

## 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](http://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](mailto:cna.paris@orange.fr)**

# WIDEX CROS

## POUR UNE AUDITION À 360°

WIDEX CROS  
L'AUDITION À 360°





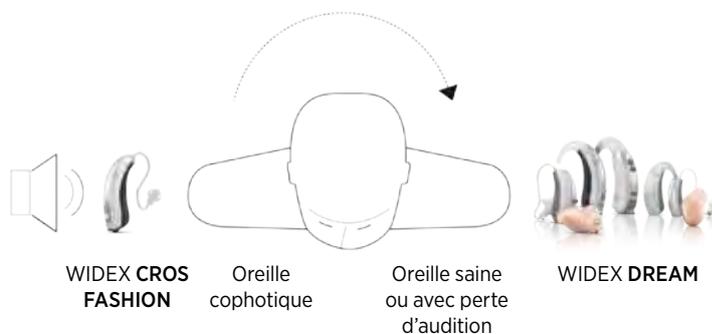
## WIDEX CROS EST LA SOLUTION IDÉALE POUR LES PATIENTS PRÉSENTANT UNE SURDITÉ UNILATÉRALE.



Facile à utiliser et à programmer, WIDEX CROS peut être configuré en CROS ou BiCROS, afin d'accroître la sensibilité et l'écoute.

### CARACTÉRISTIQUES CLEFS :

- Une consommation d'énergie extrêmement basse
- Un design moderne et raffiné
- Une superbe image sonore
- Une excellente écoute de la parole, sans écho ni distorsion
- Compatible avec les appareils auxiliaires d'aide à l'écoute DEX (hors transmission)
- 4 niveaux de performance





# Veille Technique

## Les innovations des industriels

### — Bernafon

#### ANR Plus

#### Un système avancé de réduction du bruit

Le bruit est un ennemi persistant des utilisateurs d'aides auditives. Non seulement le bruit est inconfortable, mais il augmente aussi l'effort d'écoute et affecte la capacité à comprendre la parole. Pour remédier à ces problèmes, les aides auditives utilisent un algorithme de réduction du bruit. La réduction du bruit dans les aides auditives n'est pas nouvelle. Vous savez toutefois, en tant qu'audioprothésiste, à quel point le bruit perturbe vos patients. Néanmoins, les performances du réducteur de bruit de nos aides auditives, s'améliorent au fil du temps, et de très bons résultats sont maintenant atteints avec des algorithmes de pointe comme la nouvelle fonctionnalité Adaptive Noise Reduction Plus (ANR Plus) de Bernafon.

En 2010 déjà, Kochkin a confirmé l'effet négatif du bruit sur la satisfaction des utilisateurs d'aides auditives. Il a identifié les situations dans lesquelles les aides auditives ont reçu les notes les plus faibles. Les résultats sont présentés sur la **figure 1**.

La figure 1 montre que le bruit est présent dans quatre des cinq conditions les moins bien notées.

Ainsi, le bruit et la mauvaise compréhension en situation de bruit sont les raisons principales d'insatisfaction.

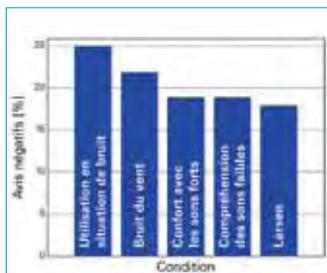


Figure 1 : Conditions d'écoute avec les notes les plus faibles (Kochkin, 2010)

D'autre part, l'amélioration de la performance dans le bruit est susceptible d'augmenter la satisfaction du patient. En effet, lorsque Kochkin (2010) a étudié les facteurs qui corrélaient le plus étroitement avec la satisfaction générale, il a découvert que « l'utilisation dans les situations bruyantes » et le « confort avec les sons forts » faisaient partie des dix facteurs les plus importants. Etant donné que la performance dans le bruit joue un rôle clé dans le succès des aides auditives, nous nous pencherons sur les améliorations que la nouvelle fonctionnalité ANR Plus (Adaptive Noise Reduction Plus)

de Bernafon apporte. Nous montrons en particulier que l'ANR Plus augmente le confort et réduit l'effort d'écoute, tout en préservant parallèlement la compréhension de la parole.

#### Propriétés favorisant la réduction du bruit

Les caractéristiques qui favorisent cette réduction du bruit dans les systèmes actuels les plus avancés sont les suivantes :

- l'atténuation à tous les niveaux de bruit

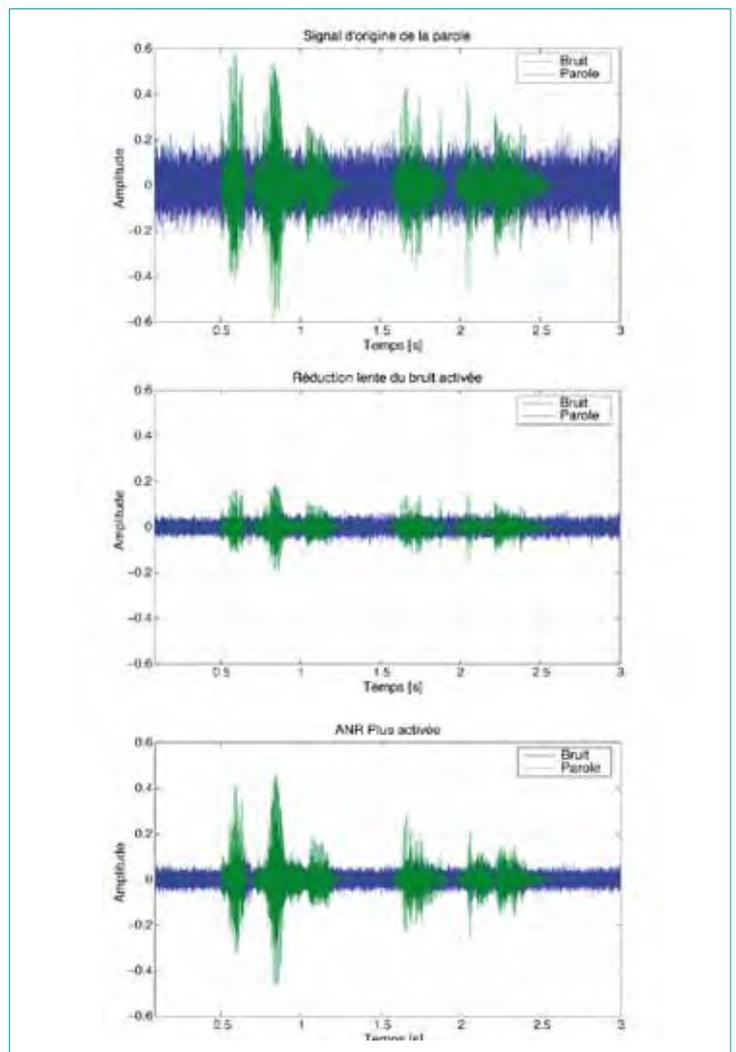


Figure 2 : Différence entre les adaptations lente et à action rapide.



- l'adaptation à action rapide, et
- la préservation de la compréhension de la parole.

Considérons de près chacune de ces caractéristiques.

### Atténuation à tous les niveaux de bruit

Traditionnellement, les systèmes de réduction du bruit sont associés au confort. Leur objectif est de réduire le bruit de fond et d'assurer le confort de l'auditeur. Les algorithmes antérieurs de réduction du bruit atténuait le bruit uniquement à des niveaux d'entrée élevés. Le bruit devait donc atteindre une certaine intensité avant que la réduction du bruit ne soit activée. Une raison plausible pour cette stratégie était d'éviter la dégradation des sons faibles de la parole.

En revanche, et sur la base des capacités actuelles de détection, l'ANR Plus atténue le bruit à tous les niveaux d'entrée : faible, moyen et fort.

Vos patients pourront donc faire l'expérience d'un confort accru aussi bien dans les environnements d'écoute bruyants qu'à un niveau sonore faible.

**Adaptation à action rapide.** Une autre amélioration apportée par l'ANR Plus est sa vitesse d'action. La vitesse est requise en particulier

pour activer et désactiver avec précision l'atténuation du bruit. Seule une vitesse suffisamment élevée permet d'atténuer le bruit, même durant les pauses dans une parole continue.

En revanche, les précédents algorithmes agissaient plus lentement et réduisaient non seulement le bruit, mais également l'intensité de la parole (Brons, Houben & Dreschler, 2012). Les signes de la parole étaient donc comprimés en même temps que le bruit. La différence entre l'adaptation lente et l'atténuation à action rapide est illustrée sur la **figure 2**.

La figure 2 montre l'évolution des systèmes de réduction du bruit. Le graphique supérieur représente le signal d'origine de la parole (vert) avec le bruit de fond (bleu). Le graphique au centre et celui du bas montrent respectivement les performances d'un ancien système de réduction du bruit plus âgé et de l'ANR Plus. L'ancien système atténue le bruit et la parole pratiquement avec la même intensité.

Par contre, l'ANR Plus est assez rapide pour désactiver l'atténuation des sons de la parole et préserver ainsi les signaux vocaux importants.

Pour parvenir à ce résultat, l'ANR Plus analyse et estime en permanence le rapport signal/bruit (SNR)

pour déterminer à quel moment le bruit est présent. Lorsque le SNR est négatif (plus de bruit que de parole), l'atténuation s'active rapidement pour supprimer le bruit, et quand le SNR est positif (plus de parole que de bruit), l'atténuation se désactive rapidement. L'activation et la désactivation rapides assurent une expérience d'écoute confortable et précise.

**Préservation de la compréhension de la parole.** Avec l'ancienne technologie, il était difficile de maintenir la compréhension de la parole lorsque la réduction du bruit était activée.

En revanche, la technologie actuelle est en mesure de relever ce défi. Un test de la parole dans le bruit peut être utilisé pour confirmer qu'une aide auditive préserve la compréhension de la parole alors que son système réducteur de bruit est activé. Pour l'ANR Plus, seize participants ont pris part à un test de phrases d'Oldenburg (OLSA) dans le bruit. Les résultats du test sont présentés sur la **figure 3**.

Les barres sur la figure 3 indiquent le SNR moyen dont les participants au test avaient besoin pour une intelligibilité de la parole de 50 %. Sans l'ANR Plus, ils avaient besoin d'un SNR de 2,2 dB.

Lorsque l'ANR Plus était activée, ils avaient une intelligibilité de la parole de 50 % avec un SNR inférieur de 0,5 dB.

Les résultats de notre test effectué en interne concordent avec ceux d'une étude menée par Bron et al. (2013). L'étude n'a constaté ni amélioration significative ni effet négatif de la réduction du bruit. Pour vos patients, ceci signifie une expérience d'écoute plus confortable sans impact négatif sur l'intelligibilité de la parole.

### Plus de confort et moins d'effort d'écoute

Par le passé, il était difficile de fournir des mesures objectives prou-

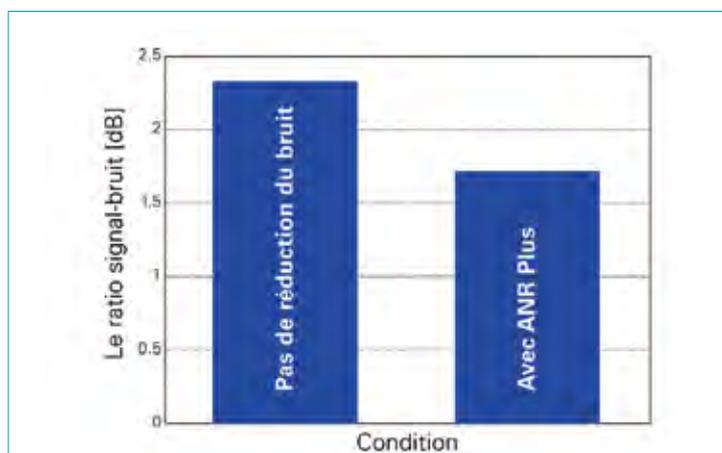


Figure 3 : Résultats du test OLSA lorsque l'ANR Plus est activée et respectivement désactivée.



vant l'efficacité de la réduction du bruit. De nombreuses études ont échoué dans la tentative de montrer un effet significatif de la réduction du bruit sur l'intelligibilité de la parole (Alcántara, Moore, Kühnel & Launer, 2003 ; Mueller, Weber & Hornsby, 2006 ; Pisa, Burk & Galster, 2010). Comme le montre le test de la parole dans le bruit effectué en interne, les résultats ne s'améliorent pas de manière significative lorsque la réduction du bruit est appliquée. Par conséquent, la réduction du bruit était considérée comme une caractéristique qui apportait uniquement un confort subjectif tel que mesuré par les questionnaires.

Plus récemment toutefois, il a été possible - au moyen de mesures objectives de double tâche - de démontrer que la réduction du bruit réduisait l'effort d'écoute. En effet, l'écoute avec une perte auditive exige un effort cognitif supplémentaire des auditeurs malentendants (Hornsby, 2013).

Des études ont montré que lorsqu'une tâche supplémentaire est assignée en situation de parole dans le bruit, les auditeurs malentendants sont moins performants dans l'accomplissement de cette tâche que ceux qui possèdent une audition normale. Toutefois, lorsque la réduction du bruit est appliquée, la performance dans l'exécution de la tâche supplémentaire s'améliore.

Le réducteur de bruit réduit donc l'effort nécessaire pour comprendre la parole et permet d'appliquer cet effort à l'autre tâche à accomplir (Sarampalis, Kalluri, Edwards & Hafter 2009 ; Ng, Rudner, Lunner, Pedersen & Rönnberg, 2013).

En conjonction avec le test de l'effort réduit, une autre mesure est maintenant largement utilisée pour démontrer le

bénéfice de la réduction du bruit : le test du niveau de bruit acceptable (ANL).

Diverses études utilisant l'ANL ont montré que lorsque la réduction du bruit est appliquée, les auditeurs malentendants peuvent tolérer de 0,5 à 4 dB de bruit en plus (Pisa & al, 2010 ; Fredelake, Holube, Schlueter & Hansen, 2012 ; Wu & Stangl, 2013). L'amélioration apportée par l'ANR Plus est visualisée sur la **figure 4**.

La figure 4 montre les résultats du test ANL effectué en interne. Le score ANL représente un rapport signal/bruit en dB. Il indique la différence de niveau entre la parole et le bruit, qu'une personne malentendante tolère. Par conséquent, un score inférieur signifie une amélioration, c'est-à-dire que la personne tolère plus de bruit. Sans la réduction du bruit, le score moyen était de 8 dB SNR, ce qui signifie que le signal de la parole devait être supérieur de 8 dB par rapport au bruit. Lorsque l'ANR Plus était activée, en revanche, les auditeurs comprenaient la parole à une moyenne de 6 dB SNR, ce qui signifie qu'ils pouvaient tolérer 2 dB de bruit en plus et continuer à comprendre la parole. L'amélioration était statistiquement significative.

Les résultats du test effectué en interne sont en corrélation avec les résultats de l'ANL d'une étude menée par Wu et Stangl (2013). Ils ont démontré une moyenne de 1,7 dB de bruit toléré en plus lorsque la réduction du bruit est activée.

Les algorithmes avancés de réduction du bruit comme l'ANR Plus permettent à vos patients d'accepter des niveaux de bruit de fond plus élevés, sans altération du confort d'écoute et de l'intelligibilité de la parole.

## Facilitez l'effort d'écoute de vos patients !

L'ANR Plus est une fonctionnalité qui profitera à l'ensemble de vos patients. Ils apprécieront la capacité à écouter confortablement et à entendre clairement la parole en présence de bruit de fond.

Donnez donc à vos patients la possibilité de bénéficier des avantages de l'ANR Plus avec les aides auditives Acrista et Carista.

## Références

- Alcántara, J.I., Moore, B.C.J., Kühnel, V., & Launer, S. (2003). Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid. *International Journal of Audiology*, 42(1), 34-42.
- Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W.A. (2013). Perceptual effects of noise reduction with respect to personal preference, speech intelligibility, and listening effort. *Ear & Hearing*, 34(1), 29-41.
- Fredelake, S., Holube, I., Schlueter, A., & Hansen, M. (2012). Measurement and prediction of the acceptable noise level for single-microphone noise reduction algorithms. *International Journal of Audiology*, 51(4), 299-308.
- Hornsby, B.W.Y. (2013). The effects of hearing aid use on listening effort and mental fatigue associated with sustained Speech Processing Demands. *Ear & Hearing*, 34(5), 523-534.
- Kochkin, S. (2010). Marke Trak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *The Hearing Journal*, 63(1), 19-27, 22, 24, 26, 28, 30-32.
- Mueller, H.G., Weber, J., & Hornsby, B.W.Y. (2006). The effects of digital noise reduction on the acceptance of background noise. *Trends in Amplification*, 10(2), 83-93.
- Ng, E.H.N., Rudner, M., Lunner, T., Pedersen, M.S., & Rönnberg, J. (2013). Effects of noise and working memory capacity on memory processing of speech for hearing-aid users. *International Journal of Audiology*, 52(7), 433-441.
- Pisa, J., Burk, M., & Galster, E. (2010). Evidence-based design of a noise-management algorithm. *Hearing Journal*, 63(4), 42-48.
- Sarampalis, A., Kalluri, S., Edwards, B., & Hafter, E. (2009). Objective measures of listening effort : Effects of background noise and noise reduction. *Journal of Speech, Language, Hearing Research*, 52(5), 1230-1240.
- Wu, Y.H. & Stangl, E. (2013). The effect of hearing aid signal-processing schemes on acceptable noise levels: perception and prediction. *Ear & Hearing*, 34(3), 333-341.

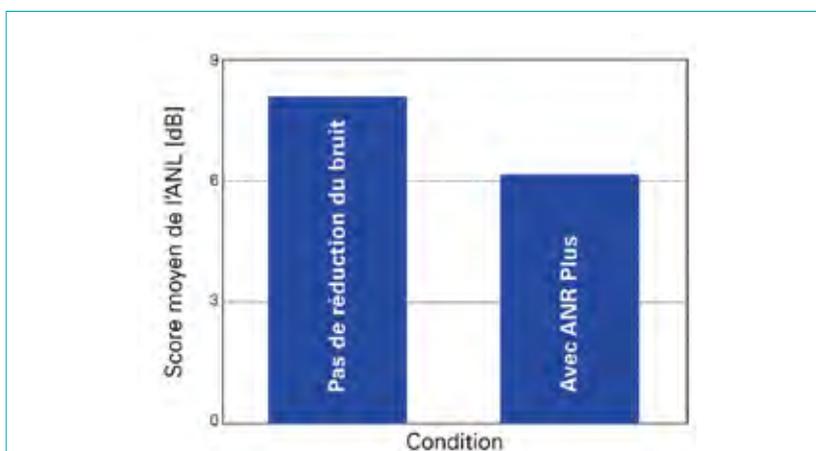


Figure 4 : Niveau de bruit acceptable (ANL) lorsque l'ANR Plus est activée et respectivement désactivée.



## ■ Oticon

**Connectez vos clients au monde qui les entoure grâce aux solutions Oticon ConnectLine !**

Vous le constatez chaque jour lors de vos RDV : vos clients vous font part de leurs besoins d'être connecté au monde qui les entoure, et cela passe par une connexion simplifiée vers tous les outils de communication qui rythment leur quotidien.

Offrez-leur donc un accès à un grand nombre de dispositifs de communication et de divertissement avec une solution unique : la gamme ConnectLine !



### **NOUVEAU : Streamer Pro 1.1 !**

- Design moderne & compact,
- Fonctionnement encore plus intuitif
- Possibilité d'activer les fonctions avancées dans Genie.



- Compatibilité Dolby Digital et stéréo numérique pour se connecter même sur les toutes dernières générations de téléviseurs
- Transmission du son jusqu'à 30 mètres
- Compatibilité avec près de 99% des téléviseurs, même les plus récents !

### **NOUVEAU : Adaptateur TV 2.0 ConnectLine !**



- Compatibilité SelectMe pour gérer plusieurs télévisions avec un même Streamer Pro

### **Adaptateur téléphonique ConnectLine 2.0**

Pour une communication téléphonique claire et facile depuis un téléphone fixe de la maison.

### **Téléphone de bureau/ Kit Office ConnectLine pour une connexion facile aux standards téléphoniques de bureau**

Parce que le confort de vos clients n'attend pas, offrez-leur dès maintenant un monde d'opportunités sans limite !

N'hésitez pas à contacter votre Responsable Régional ou votre Animateur Réseau Oticon pour toutes questions sur la gamme ConnectLine, ou l'installation de votre espace de démo dans votre centre !



## — Siemens

### Contour d'oreille Nitro SP micon™ de Siemens, Rencontre entre surpuissance et performance

Offrez à vos patients la surpuissance sans compromis pour une intelligibilité de la parole dans tous les environnements :

- Plus de 130 dB dans les fréquences inférieures à 1kHz, soit les plus importantes pour une compréhension optimale des conversations
- 144-85 dB au simulateur d'oreille
- Maintien du gain en directionnel
- Double anti-Larsen micon



### Nitro SP, l'amplification maximale

Nitro SP, nouveau contour d'oreille Siemens surpuissant pour pertes auditives

sévères à profondes. Équipé de micon de BestSound™ Technology, Nitro SP offre plus d'intelligibilité, de qualité sonore et de confort à ceux qui en ont vraiment besoin. Nitro SP micon allie amplification maximale, directivité microphonique optimale et connectivité sans fil. En combinant puissance ultime et haute technologie, Nitro SP micon apporte les options, les fonctions et la performance attendues par les utilisateurs de solutions auditives surpuissantes pour rester connectés à leur environnement.

### micon-Fit

Avec Nitro SP, la formule de pré réglage micon-Fit est spécialement adaptée aux besoins des utilisateurs nécessitant un niveau élevé d'amplification.

Associée à la compression micon, micon-Fit améliore la compréhension de la parole, la localisation et la discrimination des sons. Ainsi, vous pouvez exploiter au maximum la dynamique résiduelle du patient sans pour autant négliger ses habitudes d'écoute.

### Générateur de bruit anti-acouphènes

Le générateur de bruit de Nitro SP micon permet de détourner l'attention de l'utilisateur de ses acouphènes. Non seulement la courbe du signal de bruit peut être configurée sur 16 canaux (7mi) / 12 canaux (3mi), mais ce bruit thérapeutique peut aussi s'ajouter au signal microphonique, apportant un relief acoustique dans chaque situation.

Nitro SP dispose de quatre signaux thérapeutiques préprogrammés : bruit blanc, bruit rose, signal de parole et son grave.

### Nitro SP, équipé du nouvel anti-Larsen micon

Nitro SP, équipé du double anti-Larsen micon, assure une écoute sans sifflement, d'autant plus efficace dans le cas d'utilisateurs d'aides auditives surpuissantes. Grâce à une gestion du Larsen en deux phases et une mesure en continu du gain critique, les utilisateurs bénéficient d'un son de qualité et d'un confort d'écoute sans sifflement.

### Nitro SP, la connectivité sans fil

Nitro SP offre la combinaison unique de puissance ultime et de connectivité sans fil, multipliant ainsi pour ses utilisateurs les opportunités de garder le contact.

### ePen™ et easyPocket™

Télécommandes pour le contrôle des aides auditives en toute discrétion et en toute simplicité. La nouvelle easyPocket, ergonomique, moderne et élégante, dispose d'un écran facile à lire.



### Caractéristiques Nitro SP micon

Pile 675, puissance et autonomie
Deux niveaux de performances : 7mi (48 canaux) et 3mi (24 canaux)
85/144 dB (valeur au simulateur d'oreille)
Nouveau boîtier avec partie haute affinée : adaptation discrète et confortable derrière l'oreille
Résistant à l'humidité, à la transpiration et à la poussière (IP67)
Fonctions de sécurité : tiroir pile sécurisé, sabot audio et verrou (E-lock), en option, programmable sous Connexx™
Bobine téléphonique intégrée
Équipé de toutes les dernières fonctionnalités de la plateforme micon
e2e wireless™ 2.0, compatible Bluetooth
Boutons de contrôle sur le boîtier
Entrée Audio Directe
Disponibles en 6 couleurs : granit, gris ardoise, beige, gris, noir et tabac (pas de changement de coque)





## Tek™ et miniTek™

Siemens Tek et miniTek connectent sans fil les aides auditives Nitro SP micon aux différents appareils audios compatibles Bluetooth® technologie sans fil.

Le son des téléphones, des lecteurs MP3, de la télévision et de toute autre source audio est conduit directement dans les aides auditives.



## VoiceLink™

Le micro-cravate Bluetooth VoiceLink se connecte à miniTek et devient une aide efficace pour suivre des conférences ou discuter dans un restaurant bruyant.

VoiceLink peut être remis à l'orateur pour une transmission efficace de la parole dans les aides auditives de l'utilisateur.



## Nitro SP, équipé de micon, innovation BestSound Technology de Siemens



micon, cœur de cette technologie de pointe, offrant une puissance de calcul inédite dans le domaine de la correction auditive.

Les capacités micon, associées à des fonctionnalités innovantes de traitement du signal et d'amplification, élèvent la correction de l'audition à un niveau jamais atteint :

- **48 canaux** de gain et de traitement de signal sur 16 canaux de réglage pour une plus grande précision d'analyse et de traitement de signal.
- **Émergence Directionnelle de Parole (EDP)**, le premier débruiteur sachant repérer et réduire la parole gênante.
- **Double compression** avec les 2 CK et 2 CR accessibles et réglage indépendant des gains des trois niveaux d'entrée, faible, moyen et fort.

- **Compression adaptative**, constantes de temps qui s'adaptent automatiquement selon les variations d'intensité du signal, garantissant intelligibilité et confort d'écoute.
- **Compression fréquentielle**, restaure l'audibilité de fréquences inaudibles en les comprimant dans une zone fréquentielle audible, pour les patients souffrant de zones mortes cochléaires.
- **Double anti-Larsen**, détection du

Larsen parallèle et simultanée sur les 2 micros et élimination de ce dernier par double opposition de phase et décalage de fréquence plus précis.

- **Générateur de bruit** pour les patients acouphéniques ou hyperacousiques.
- **Acclimatation automatique et Learning** pour une adaptation progressive du gain de l'appareil dans le temps et une personnalisation de l'habituat.

## Orion de Siemens

Conçu pour s'adapter à chaque oreille et répondre à tous les besoins. Avec Orion™, Siemens propose une famille d'intra-auriculaires et de contours d'oreille robustes équipés de la technologie BestSound™. Orion dispose de performances audiologiques fiables permettant un maximum de cas d'appareillage - des pertes auditives légères à sévères, y compris en adaptation discrète pour apporter une solution personnalisée à chacun de vos patients. Tous les contours répondent à la norme IP67, ils sont protégés contre l'humidité, la transpiration et les poussières.

<b>Orion : Contours RIC (pile 312), M et P (pile 13), Intra-auriculaires CIC, ITC, ITE</b>
Compatible avec les télécommandes easyPocket™, ePen™, ProPocket™
Partie supérieure de la coque échangeable, 6 couleurs au choix
EAD pour sabot audio selon modèle, (modèle M et P)
Appareillage standard ou open
Norme IP67
16 canaux de traitement de signal sur 8 canaux de réglage
Préréglage ConnexFit, DSL, NAL NL1, NAL NL2, 1/3 gain
Compression fréquentielle
Générateur de bruit anti-acouphènes (4 canaux)

## Sirion de Siemens

Avec Sirion™, Siemens propose une gamme d'aides auditives robustes et performantes. Elles améliorent l'intelligibilité de la parole - même dans les situations sonores complexes. Disponible en contours d'oreille et en intra-auriculaires, cette gamme réussit la combinaison d'une technologie pratique, de la certification IP67 pour les contours d'oreille et d'une conception solide qui fait de cette solution un partenaire fiable pour vos patients.

<b>Sirion : Contours M et P (pile 13), Intra-auriculaires CIC, ITC, ITE</b>
Partie supérieure de la coque échangeable, 6 couleurs au choix
EAD pour sabot audio selon (modèle M et P)
Appareillage standard
Norme IP67
Série 12 canaux de traitement de signal sur 6 canaux de réglage
Préréglage ConnexFit, DSL, NAL NL1, NAL NL2, 1/3 gain



## — Starkey

### La cartographie spatiale stéréophonique optimise le comportement des aides auditives dans la vraie vie

Shilpi Banerjee, Ph.D.

Pendant des décennies, les chercheurs et cliniciens ont insisté sur l'importance de l'adaptation bilatérale des aides auditives afin de réduire les perturbations du système auditif binaural ultra-sensible. L'arrivée sur le marché d'aides auditives dotées de fonctions sans fil a relancé le débat et l'a recentré sur le traitement du signal. Cet article décrit la logique, la conception et l'efficacité de la Cartographie Spatiale Stéréophonique, le protocole de communication interaurale sans fil de Starkey. Au passage, il combat certaines idées reçues sur l'écoute binaurale, la perte auditive et les préférences des utilisateurs, pour aboutir à un résultat qui optimise le comportement des aides auditives dans la vraie vie.

### Selon une enquête

La satisfaction vis-à-vis des aides auditives est à son paroxysme avec 80 pour cent de personnes satisfaites (Kochkin, 2010). Des problèmes subsistent cependant dans les situations d'écoute complexes, telles que les restaurants, les voitures et en collectivité (Kochkin, 2010). Ces situations comptent pour les utilisateurs d'aides auditives et impliquent généralement une communication ou une écoute intentionnelle (Wagener et al., 2008).

La notion d'aide auditive multi-environnements, proposée par Kochkin (2007), suggère une relation directe entre le nombre de situations d'écoute satisfaisantes et la satisfaction générale vis-à-vis des aides auditives. Il est donc raisonnable de penser que meilleures sont les performances dans les situations d'écoute problématiques, plus grande est la satisfaction vis-à-vis des aides auditives. C'est d'ailleurs le postulat qui préside à de nombreuses avancées en matière de technologie auditive. La Cartographie Spatiale Stéréophonique ne fait pas exception à la règle.

### L'écoute binaurale

L'écoute binaurale consiste à entendre avec ses deux oreilles. Elle présente

des avantages (par rapport à l'écoute monaurale) en cas de signaux différents entre les deux oreilles. Ces avantages sont d'autant plus significatifs que les environnements d'écoute sont complexes et dynamiques, par exemple dans un restaurant, une voiture et en collectivité (Noble et Gatehouse, 2006).

Lorsqu'un son provient de devant ou derrière l'utilisateur, ses caractéristiques sont plus ou moins les mêmes à gauche et à droite, auquel cas l'écoute binaurale n'est pas plus bénéfique que l'écoute monaurale. Le fait de déplacer le son vers la gauche, par exemple, a deux conséquences directes. D'une part, le son est augmenté du côté gauche par rapport au côté droit, d'où une différence interaurale de niveau (ILD = interaural level difference) qui est particulièrement visible aux fréquences supérieures à -1000 Hz. D'autre part, le son arrive du côté gauche avant le côté droit, d'où une différence interaurale de temps (ITD = interaural timing difference) qui est particulièrement visible aux fréquences inférieures à -1000 Hz. Les ILD et ITD sont les principaux indices binauraux permettant de s'affranchir du masquage dans l'espace, un phénomène couramment appelé « l'effet cocktail » (Cherry, 1953).

Les environnements d'écoute complexes sont connus pour rendre plus difficile la reconnaissance de la parole. De plus, la similitude entre parole et bruits parasites ne fait qu'empirer la situation. Une méthode relativement simple pour pallier cette difficulté consiste à séparer dans l'espace la parole du bruit.

Chez les normo-entendants, cet affranchissement du masquage dans l'espace améliore de 12 à 16 dB le seuil de réception de la parole dans le bruit (Beutelmans et Brand, 2006).

Le traitement du signal par les aides auditives fausse les ILD et ITD naturels

de bien des façons. Par exemple, une compression reposant sur une plage dynamique complète pourrait réduire les ILD en appliquant un gain inférieur lorsque le son entrant est plus fort et un gain supérieur lorsque le son entrant est moins fort. Des effets similaires peuvent intervenir avec d'autres fonctions lorsque, par exemple, une seule aide est en mode directionnel ou qu'une réduction du bruit plus élevée est appliquée à une aide plutôt qu'à l'autre. La directionnalité et la réduction du bruit sont censées faciliter l'écoute dans les environnements complexes.

Ainsi, il faut prendre en considération la fréquence avec laquelle ces fonctions concordent – c'est-à-dire sont dans le même mode – dans des situations d'écoute quotidiennes. Selon Banerjee (2011), un traitement du signal indépendant dans une paire d'aides auditives concorde – c'est-à-dire est dans le même mode – 75 à 95 pour cent du temps. Par conséquent, les indices binauraux restent intacts la grande majorité du temps.

Le fait que les indices binauraux puissent être perturbés lorsque le traitement du signal dans une paire d'aides auditives ne concorde pas (jusqu'à 25 pour cent du temps) pose-t-il problème ? Beutelmans et Brand (2006) ont prouvé que les personnes présentant une perte auditive tiraient bien moins parti d'indices binauraux que les normo-entendants. Autrement dit, la présence d'une perte auditive réduit la possibilité d'exploiter les indices binauraux.

Il se peut donc que la préservation des indices binauraux par le biais d'une synchronisation forcée du traitement du signal dans une paire d'aides auditives ne soit pas la meilleure solution. Se pourrait-il qu'un traitement du signal asymétrique soit la solution partielle au problème ?

Prenons, par exemple, une situation dans laquelle l'utilisateur d'aides auditives



Figure 1 : Scénario hypothétique dans la voiture : un utilisateur d'aides auditives assis à la place du conducteur discute avec un enfant assis à l'arrière. Le signal vocal est situé du côté arrière droit tandis que le bruit provient principalement de la gauche.



discute avec un enfant assis à l'arrière, qu'il conduit à son entraînement de foot (Figure 1). Idéalement, les aides auditives devraient maintenir l'audibilité de la voix de l'enfant dans une oreille et minimiser les bruits parasites de la route dans l'autre. Un traitement du signal asymétrique – où, par exemple, une aide auditive serait en mode omnidirectionnel et l'autre en mode directionnel – présenterait un intérêt dans cette situation.

## Les arguments en faveur d'un traitement du signal collaboratif

Traditionnellement, les recherches en laboratoire sur les aides auditives sont menées dans des champs sonores symétriques (par exemple, lorsque le signal vocal en question est situé juste devant l'utilisateur et que le bruit de fond est diffus ou situé juste derrière l'utilisateur). Comme évoqué précédemment, une telle configuration aboutit à des entrées identiques dans les deux oreilles et ne requiert aucune intervention pour que l'écoute binaurale soit bénéfique. Cependant, l'utilisation de techniques d'essai asymétriques lors de deux études a fourni des informations sur la pertinence du traitement du signal collaboratif avec des fonctions sans fil perte auditive.

La première étude, menée par Hornsby et Ricketts (2007), analyse l'effet des modes symétrique et asymétrique d'un micro dans trois conditions d'écoute : 1)

parole provenant de devant avec bruit environnant, 2) parole provenant de devant avec bruit à gauche et 3) parole à droite avec bruit à gauche. Dans les cas de figure où la parole provient de devant (conditions d'écoute 1 et 2), la directionnalité d'au moins une aide auditive améliore la compréhension de la parole dans le bruit et l'avantage directionnel est le plus significatif lorsque les deux aides auditives sont en mode directionnel.

Chose intéressante, la localisation du bruit est sans conséquence sur l'avantage directionnel, c'est-à-dire que la directionnalité bilatérale est tout aussi bénéfique avec un bruit environnant qu'avec un bruit à gauche uniquement. Dans le cas de figure où la parole provient de droite, une diminution significative de la compréhension de la parole est observée avec l'aide auditive droite en mode directionnel ; le mode de l'aide auditive gauche ne modifie en rien les résultats.

Les auteurs en ont conclu que lorsque la parole provient d'un côté, la réduction de l'audibilité de la parole suite au traitement directionnel de ce côté nuisait à la compréhension de la parole.

Dans la seconde étude, Banerjee (2010), livre des conclusions similaires sur la préférence subjective pour la directionnalité basée sur la localisation du signal vocal. La Figure 2 présente la préférence relative – par rapport à la condition d'écoute bilatérale omnidirectionnelle (O-O) – pour différentes configurations du micro ; les valeurs positives élevées indiquent les meilleurs résultats. Pour la parole provenant de devant, les utilisateurs préfèrent la directionnalité (O-D ou D-O) à rien (O-O) et la directionnalité bilatérale (D-D) arrive en tête du classement. Pour ce qui est de la parole provenant du côté arrière droit, les utilisateurs éprouvent une forte aversion pour la directionnalité à droite ; le mode de l'aide auditive gauche ne modifie en rien les résultats. Il en ressort une aversion pour l'audibilité réduite de la parole lorsque celle-ci provient de derrière l'aide auditive directionnelle.

Les scénarios évalués dans ces deux études sont similaires au scénario hypothétique (mais réaliste) mentionné précédemment : un utilisateur adulte d'aides auditives assis à la place du conducteur qui discute avec son enfant assis à l'arrière de la voiture (comme illustré dans la Figure 1).

Pour évaluer les implications de ces découvertes, considérons tout d'abord le traitement synchronisé des systèmes où les deux aides auditives sont contraintes d'adopter le même mode. Si l'aide auditive droite passait de force en mode directionnel par analogie à l'aide auditive gauche (situé plus près du bruit), l'audibilité du signal vocal serait sérieusement compromise. Bien que l'audibilité du signal ne soit pas affectée si l'aide auditive gauche passe de force en mode omnidirectionnel par analogie à l'aide auditive droite (situé plus près du signal vocal), il se peut que les bruits parasites requièrent un effort d'écoute plus soutenu de la part de l'utilisateur d'aides auditives (Mackersie et Cones, 2011). Un effort d'écoute plus soutenu peut être source de stress, détourner l'attention de la conduite voire même générer une fatigue supplémentaire dans le temps. C'est pourquoi aucun des résultats obtenus avec le traitement du signal synchronisé n'est souhaitable.

L'objectif d'un traitement du signal collaboratif est d'optimiser la situation globale, en fonction des informations disponibles de chaque côté. Dans certains cas, cela signifie qu'un traitement asymétrique du signal donnera de meilleurs résultats. Dans la voiture, par exemple, l'aide auditive droite peut rester en mode omnidirectionnel car le mode directionnel dégrade le rapport S/B ; l'aide auditive gauche, qui ne voit pas d'amélioration du rapport S/B dans aucun des deux modes, pourra privilégier le mode directionnel afin de préserver le confort. Cette configuration asymétrique aboutit à une audibilité de la parole maximale pour un effort d'écoute minimal. C'est précisément cette caractéristique du traitement du signal collaboratif qui est exploitée dans la Cartographie Spatiale Stéréophonique.

## Conception de la Cartographie Spatiale Stéréophonique

La Cartographie Spatiale Stéréophonique est le protocole de communication interaurale sans fil de Starkey. Elle analyse en continu l'environnement acoustique autour de l'utilisateur d'aides auditives et applique la stratégie de traitement du signal qui convient à InVision Directionality, AudioScapes et Voice iQ.

La Cartographie Spatiale Stéréophonique n'est possible que grâce aux entrées des deux aides auditives dotées de fonctions

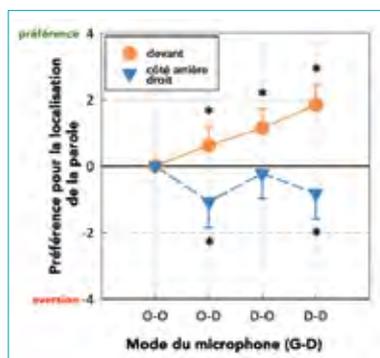


Figure 2 : Préférence des différents modes du micro avec la parole provenant de devant ou du côté arrière droit. Une valeur plus élevée reflète une plus grande préférence. O-O est le mode de référence. Les astérisques (\*) indiquent une différence statistiquement significative ( $p < 0,05$ ) par rapport au mode O-O. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance de 95 %. O=omnidirectionnel, D=directionnel.

sans fil. La conception de l'algorithme repose sur deux principes directeurs : 1) préserver l'audibilité en présence de parole et 2) maintenir le confort en l'absence de parole et/ou en cas de niveau d'entrée fort.

La parole, le principal vecteur de communication, est sans aucun doute le son qui compte le plus pour les utilisateurs d'aides auditives. En tant que telle, l'importance de la préservation de la parole ne peut être surestimée. Les aides auditives doivent compter sur une entrée relativement dégradée – en plus du bruit et de la réverbération – au niveau du micro de l'aide auditive pour détecter la présence de parole dans l'environnement. Lorsque les deux aides auditives scannent en permanence l'environnement et partagent les informations, la détection de la parole par l'oreille la moins exposée gagne jusqu'à cinq dB. Cela signifie concrètement qu'avec la Cartographie Spatiale Stéréophonique, l'audibilité de la parole peut être préservée avec des rapports S/B trop faibles pour permettre à une seule et même aide auditive de détecter la présence de parole.

L'audibilité de la parole est préservée par deux biais.

D'une part, la fonctionnalité InVision Directionality sélectionne le mode du micro (omnidirectionnel ou directionnel) qui assure le rapport S/B le plus élevé (et donc le meilleur) au niveau de chaque oreille. D'autre part, l'action rapide de Voice iQ réduit le bruit de fond sans pour autant nuire au signal vocal (Pisa, Burk et Galster, 2010).

Le bruit est généralement considéré comme indésirable et l'utilisateur d'aides auditives souhaite, comme tout un chacun, l'entendre le moins possible. Une meilleure détection de la parole, grâce à la Cartographie Spatiale Stéréophonique, permet une approche conservatrice qui préserve le confort en présence de bruit de fond. En d'autres termes, les pertes malencontreuses du signal vocal avec des rapports S/B faibles sont minimisées.

En présence uniquement de bruit dans l'environnement, les aides auditives passent en mode directionnel et appliquent la réduction du bruit afin de préserver le confort.

Selon Pearsons, Bennett et Fidell (1977), les entrées dépassant ~80 dB SPL sont principalement composées de bruit. Toutefois, si un signal vocal est détecté dans ces environnements, la Cartographie Spatiale Stéréophonique essaie de trouver

le juste milieu entre préservation de l'audibilité de la parole et préservation du confort d'écoute. Elle y parvient grâce à une prise de décision collaborative, c'est-à-dire que l'aide auditive avec le meilleur rapport S/B préserve l'audibilité de la parole tandis que l'autre aide auditive préserve le confort.

Dans ce cas, la Cartographie Spatiale Stéréophonique peut donc décider sciemment de modes de traitement du signal différents pour les aides auditives gauche et droite d'une paire bilatérale. Des modes identiques ne sont pas systématiquement imposés aux deux aides auditives. Enfin, la Cartographie Spatiale Stéréophonique présente l'avantage fortuit de réduire les perturbations auditives dues aux algorithmes de traitement du signal. Le changement et/ou l'adaptation des aides auditives avec un mode de fonctionnement indépendant peut intervenir avec un décalage jugé gênant par beaucoup d'utilisateurs d'aides auditives. La prise de décision collaborative permet des changements et/ou adaptations simultanés dans les deux aides auditives, ce qui réduit la gêne occasionnée par ce comportement.

## Validation

Galster et Burk (2011) ont commenté une étude à grande échelle menée sur 47 patients dans plusieurs cliniques des États-Unis. Cette étude analysait sous différents aspects la technologie IRIS™ des aides auditives de la Wi Series™ de Starkey, dotées de la Cartographie Spatiale Stéréophonique. La technologie IRIS est le protocole de communication sans fil de Starkey qui utilise le 900 MHz, une fréquence radio ISM (Industrial and Scientific Medical Spectrum).

C'est le seul et unique système d'aides auditives sans fil qui permet une communication interaurale sans fil, une programmation sans fil et un streaming média sans fil, sans dispositif relais. Pour la discussion qui nous intéresse, les réponses des patients à deux questionnaires standardisés sur leurs expériences auditives dans la vraie vie sont particulièrement pertinentes.

L'échelle des résultats subjectifs du dispositif (DOSO, d'après Cox et al., 2009) demande aux personnes interrogées d'évaluer : 1) leur capacité à entendre des indices vocaux [parole], 2) l'effort d'écoute nécessaire dans les situations bruyantes [effort], 3) le caractère agréable

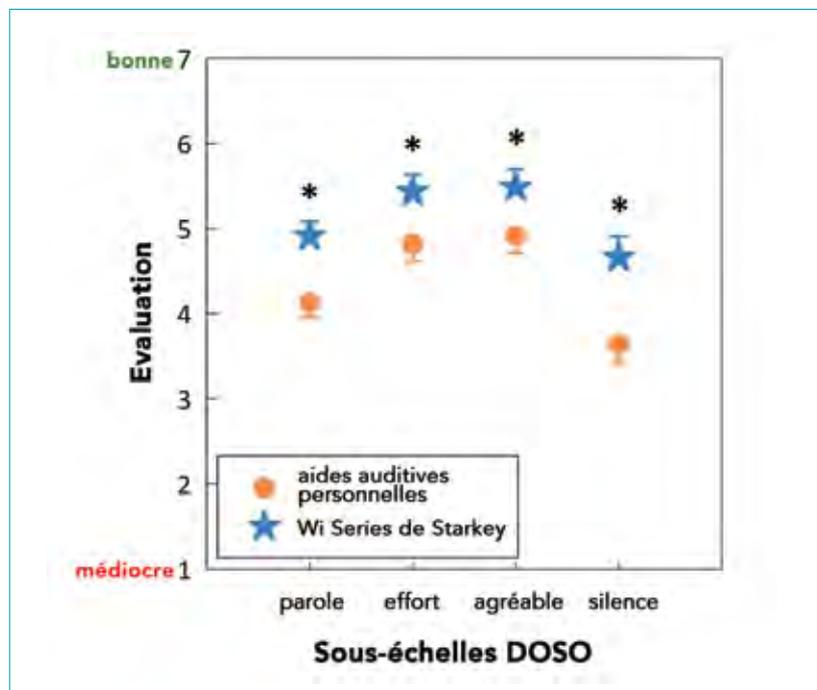
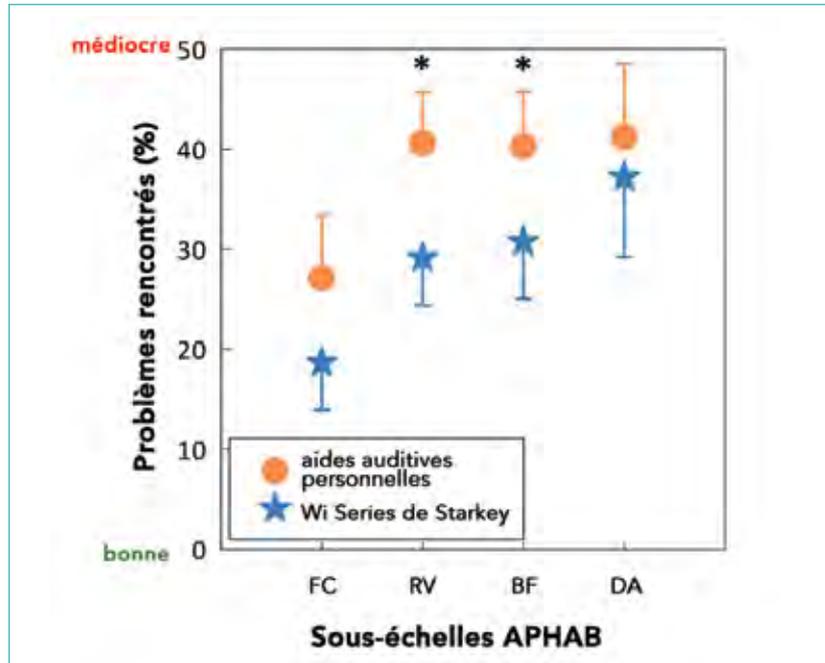


Figure 3 : Évaluation des patients sur l'échelle des résultats subjectifs du dispositif (DOSO = Device-Oriented Subjective Outcome). Les évaluations les plus hautes indiquent les meilleurs résultats. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance de 95 %. Les astérisques (\*) indiquent une différence statistiquement significative ( $p < 0,05$ ) d'évaluation entre les aides auditives personnelles des patients et ceux de la Wi Series de Starkey (équipés de la Cartographie Spatiale Stéréophonique). Parole = indices vocaux, Effort = effort d'écoute, Agréable = caractère agréable, Silence = caractère silencieux.



du son amplifié [agréable], 4) le caractère silencieux des aides auditives [silence], 5) le maniement pratique des aides auditives et 6) l'utilisation quotidienne des aides auditives. Les quatre premières sous-échelles sont directement (indices vocaux et effort d'écoute) ou indirectement (caractère agréable et silencieux des aides auditives) liées à la Cartographie Spatiale Stéréophonique. Comme illustré dans la Figure 3, les participants à l'étude ont indiqué des performances bien meilleures – c'est-à-dire des évaluations plus élevées – avec les aides auditives de la Wi Series de Starkey qu'avec leurs propres aides auditives, pour les sous-échelles concernées de l'échelle DOSO.

L'échelle abrégée des avantages des aides auditives (APHAB) (Cox et Alexander, 1995) est une autoévaluation où les personnes sondées signalent les problèmes rencontrés avec : 1) la communication dans des conditions relativement favorables [FC – facilité de communication], 2) la communication dans des pièces avec réverbération [RV – réverbération], 3) la communication dans des environnements bruyants [BF – bruit de fond] et 4) le caractère désagréable des sons environnants [DA – degré d'aversion]. Comme illustré dans la Figure 4, par rapport à leurs propres aides auditives, les participants à l'étude ont indiqué des performances bien meilleures – c'est-à-dire moins de problèmes – avec les aides auditives de la Wi Series de Starkey en présence de réverbération et dans les situations d'écoute bruyantes. Il y avait également une tendance non-significative à réduire les problèmes dans les conditions favorables avec la Wi Series de Starkey.



**Figure 4 : Évaluation des patients sur l'échelle abrégée des avantages des aides auditives (APHAB = Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit). Les évaluations les moins hautes de problèmes rencontrés indiquent de meilleurs résultats. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance de 95 %. Les astérisques (\*) indiquent une différence statistiquement significative ( $p < 0,05$ ) d'évaluation entre les aides auditives personnelles des patients et ceux de la Wi Series de Starkey (équipés de la Cartographie Spatiale Stéréophonique). FC = facilité de communication, RV = réverbération, BF = bruit de fond, AV = degré d'aversion.**

## Résumé

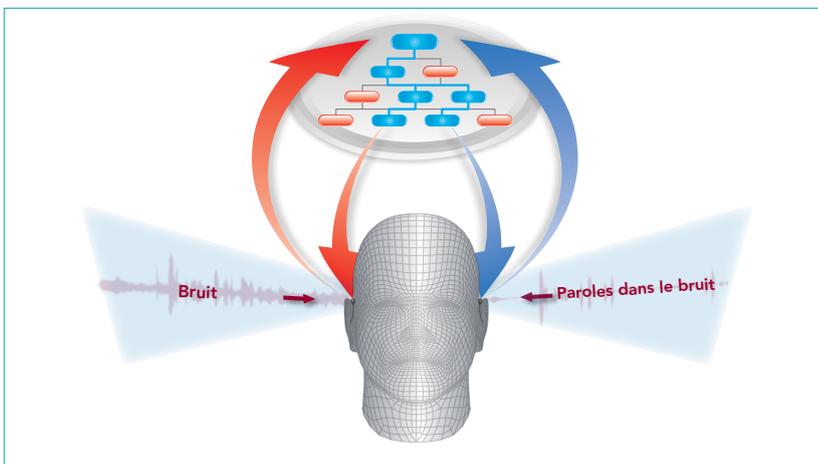
La Cartographie Spatiale Stéréophonique, illustrée dans la Figure 5, est le protocole de communication interaurale sans fil de Starkey. Elle applique la puissance et la rapidité d'une plateforme multi-core afin d'offrir les avantages du traitement parallèle. Ce nouveau protocole observe, analyse et cartographie l'environnement

acoustique autour de l'utilisateur d'aides auditives et applique la stratégie de traitement du signal qui convient à InVision Directionality, AudioScapes et Voice iQ. La Cartographie Spatiale Stéréophonique n'est possible que grâce aux entrées des deux aides auditives de la Wi Series.

La prise de décision collaborative de la Cartographie Spatiale Stéréophonique permet de préserver l'audibilité de la parole en même temps que le confort d'écoute. Cela se traduit par des avantages avérés dans la vraie vie pour les utilisateurs d'aides auditives.

## Remerciements

L'auteur remercie Matt Burk, Ph.D., Elizabeth Galster, Au.D., Ivo Merks, Ph.D., et Justyn Pisa, Ph.D., pour leur participation active à la conception et l'évaluation de la Cartographie Spatiale Stéréophonique. Des remerciements sont également adressés à Sara Burdak, Au.D., Burk et Jason Galster, Ph.D., pour leurs précieux conseils sur les précédentes ébauches de cet article.



**Figure 5 : Illustration schématique de la prise de décision collaborative avec la Cartographie Spatiale Stéréophonique.**

## Widex

### L'amélioration de l'intelligibilité de la parole avec WIDEX CROS

Les demandes toujours plus exigeantes de compétences en matière de communication qu'impose la société moderne accentuent le besoin de reconnaître les effets délétères d'une surdité unilatérale (SU).

En transmettant le son sans fil de l'oreille cophotique à la meilleure oreille, le nouveau WIDEX CROS réduit l'effet d'ombre de la tête et diminue de ce fait les effets délétères.

La présente étude démontre comment le nouveau WIDEX CROS améliore l'intelligibilité de la parole et facilite la conversation dans de nombreuses situations de la vie courante, considérées comme compliquées par les personnes présentant une SU.

### Introduction

Les personnes présentant une SU peuvent avoir à faire face à plusieurs effets délétères du fait de ne pas pouvoir entendre avec l'oreille cophotique. Par exemple, leur aptitude à localiser le son est entravée en raison d'une part de la privation du niveau interaural et d'autre part du décalage dans le temps. La privation de l'écoute stéréo réduit également la qualité du son perçu. Cependant, le principal problème est que les personnes présentant une SU ont une intelligibilité réduite de la parole pour diverses raisons : l'incapacité à séparer le bruit de fond du signal d'intérêt, la privation de l'effet de sommation binaurale et les difficultés à entendre le signal d'intérêt arrivant du côté de l'oreille cophotique.

Comme pour la déficience auditive en général, une SU peut avoir de nombreuses incidences sur le quotidien. Passer régulièrement à côté des conversations, ou trouver toute communication particulièrement compliquée et épuisante dans certaines situations, accroît le risque d'isolement pouvant avoir un effet néfaste sur la vie professionnelle, la vie de famille et les loisirs.

Bien que les difficultés mentionnées ci-dessus ne puissent pas toutes être solutionnées par une amplification, le WIDEX CROS apporte un réel plus aux

personnes présentant une SU dans de nombreuses situations quotidiennes en transmettant le son de l'oreille cophotique à la meilleure oreille. Le fait de se battre pour entendre les sons produits du côté de l'oreille cophotique ou pour mener une conversation dans un environnement sonore difficile comme dans une pièce bruyante, au volant d'une voiture, au sein d'un groupe etc., sont autant d'exemples.

### WIDEX CROS

La nouvelle série WIDEX CROS propose deux options de routage controlatéral de signaux.

Le système CROS est destiné aux personnes avec une SU et une audition normale dans la meilleure oreille. Le système BiCROS est destiné aux personnes avec une SU et un certain degré de déficience auditive dans la meilleure oreille.

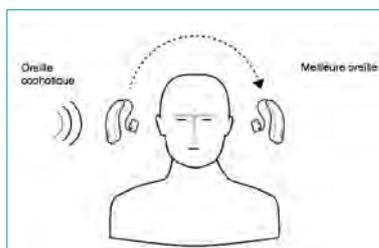


Figure 1. Le système CROS. Le transmetteur est placé derrière l'oreille cophotique. Il y capte le son et le transmet sans fil au récepteur de l'aide auditive placée sur l'oreille normo-entendante. L'audition normale de la meilleure oreille ne sera pas affectée.

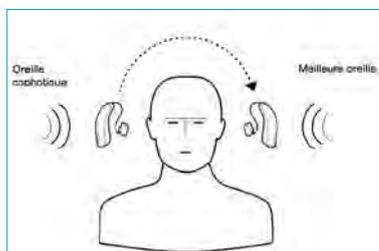


Figure 2. Le système BiCROS. Le transmetteur est placé derrière l'oreille cophotique. Il y capte le son et le transmet sans fil au récepteur de l'aide auditive placée sur l'oreille déficiente, c'est-à-dire la meilleure oreille. L'aide auditive réceptrice amplifie également le son transmis à la meilleure oreille, afin de pallier le degré de déficience de cette oreille.

Avec le WIDEX CROS, le son est transmis sans fil au moyen de la technologie

WidexLink qui garantit une excellente qualité du son sans artéfact, ni écho. La clarté du son met en évidence l'intelligibilité de la parole.

### Objectif et méthode

Le but de l'étude est de déterminer de façon objective l'amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le bruit pour les personnes présentant une SU lors de l'utilisation d'une solution WIDEX CROS et de déterminer dans quelles situations de tous les jours le WIDEX CROS s'avère être le plus bénéfique pour l'utilisateur.

Le bruit HINT était administré dans une cabine insonorisée avec plusieurs haut-parleurs dans lesquels la parole était présentée directement depuis le côté de l'oreille cophotique et le bruit par les trois haut-parleurs placés du côté de la meilleure oreille.

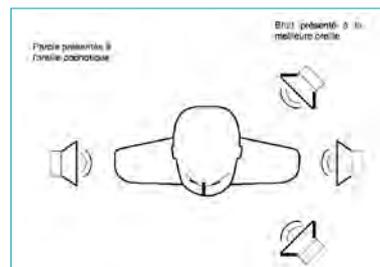


Figure 3. Le système CROS. Le transmetteur est placé derrière l'oreille cophotique. Il y capte le son et le transmet sans fil au récepteur de l'aide auditive placée sur l'oreille normo-entendante. L'audition normale de la meilleure oreille ne sera pas affectée.

Le niveau du bruit était fixé à 65 dB SPL et le niveau de la parole était réglé de façon à correspondre au rapport signal/bruit pour une identification correcte des phrases de 50%.

En plus du test HINT, qui évaluait l'amélioration de l'intelligibilité de la parole avec WIDEX CROS, chaque sujet testé devait remplir le questionnaire Bern Benefit in Single Sided Deafness (BBSS ou Questionnaire sur le bénéfice acquis grâce aux aides auditives en cas de surdité unilatérale). Le questionnaire BBSS comprend 10 questions dans lesquelles les sujets testés doivent faire une évaluation subjective du bénéfice que leur apporte le WIDEX CROS dans une situation de communication spécifique.

Les sujets testés ont porté le WIDEX CROS tel un objet faisant partie intégrante de leur vie quotidienne sur une longue période



d'essai. L'utilisation quotidienne moyenne était supérieure à 8 heures, permettant au WIDEX CROS d'être minutieusement testé dans différentes situations de communication.

Un total de 10 sujets testés a participé à l'étude : 5 utilisateurs de CROS et 5 utilisateurs de BiCROS (Figure 4).

## Résultats

Le test HINT a montré de considérables améliorations au niveau de l'intelligibilité de la parole dans le bruit chez les sujets testés.

Dans le test décrit, les utilisateurs CROS ont amélioré leur seuil d'intelligibilité (SI) de 4,6 dB avec le transmetteur et le récepteur WIDEX CROS par rapport à aucune amplification. Les utilisateurs BiCROS ont amélioré leur SI de 3,8 dB lorsqu'ils utilisaient le transmetteur et le récepteur WIDEX CROS par rapport à une amplification uniquement du côté de la meilleure oreille (déficiante).

Le questionnaire BBSS a montré que tous les sujets testés ont perçu des améliorations des situations de communication quotidiennes et spécifiques avec le WIDEX CROS. Les sujets testés ont noté une amélioration positive lors de l'utilisation de WIDEX CROS dans quasiment toutes les situations de communication sur lesquelles ils ont été interrogés. La localisation d'une source sonore n'était ni meilleure, ni pire lors de l'utilisation de WIDEX CROS et la compréhension de la parole dans une pièce réverbérante a été notée comme étant légèrement plus difficile.

Les situations spécifiques dans lesquelles les sujets testés ont rapporté que WIDEX CROS améliorait le plus ces situations étaient lors d'une conversation en présence de bruit de fond, d'une conversation en voiture et au sein d'un groupe. Toutes ces situations courantes de la vie quotidienne s'avèrent également être des exemples typiques de situations où la communication pose problème aux personnes présentant une SU. Globalement, les sujets testés ont rapporté que leur audition générale était facilitée par le WIDEX CROS.

## Conclusion

Le nouveau WIDEX CROS offre une technologie supérieure pour aider à minimiser les effets délétères d'une SU en transmettant sans fil le son reçu du

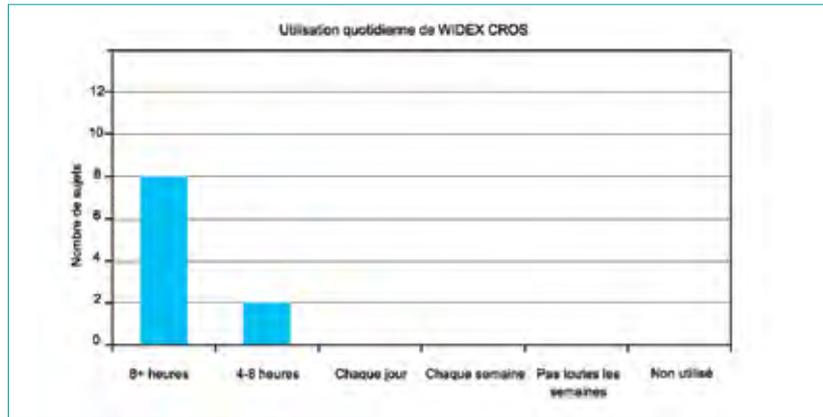


Figure 4. Heures d'utilisation quotidienne de WIDEX CROS rapportées par les sujets testés.

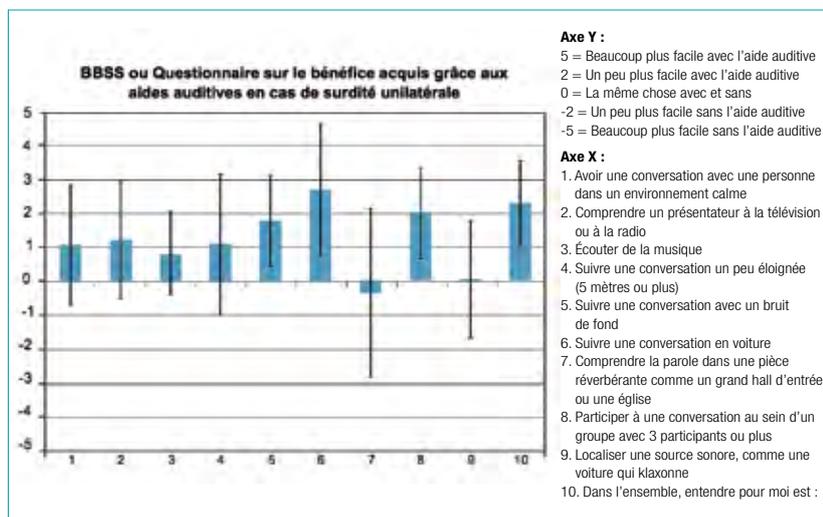


Figure 5. Résultats du Questionnaire sur le bénéfice acquis grâce aux aides auditives en cas de surdit e unilatérale affichés telle une moyenne des réponses données par les 10 sujets testés

côté de l'oreille cophotique à la meilleure oreille de l'utilisateur.

Le but de l'étude présentée est de déterminer l'amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le bruit lors de l'utilisation d'une solution WIDEX CROS et de déterminer dans quelles situations de tous les jours le WIDEX CROS s'avère être le plus bénéfique pour l'utilisateur.

Les résultats du test objectif ont montré que la technologie WIDEX CROS améliore considérablement l'intelligibilité de la parole d'une personne présentant une SU lorsqu'elle écoute dans le bruit.

Les sujets testés ont évalué que la communication en environnements bruyants ou dans d'autres situations quotidiennes difficiles, comme discuter en voiture ou tenir une conversation à plusieurs (réunions ou fêtes)  tait plus facile avec le WIDEX CROS.

Avec les demandes toujours plus exigeantes de compétences en matière de communication qu'impose la société moderne, de nombreuses situations de communication de tous les jours sont facilitées par le WIDEX CROS permettant à l'utilisateur de participer sans craindre de ne pas comprendre la conversation.

## Références

- Kompis M, Pfflner F, Krebs M, Caversaccio M. Factors Influencing the Decision for Baha in Unilateral Deafness: The Bern Benefit in Single Sided Deafness questionnaire. *Adv Otorhinolaryngol* 71 (2011)
- Nilsson, M.; Soli, S. D.; Sullivan, J. A. (1994). Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America* 95 (2):1085-1099



## CONTOUR WIDEX CROS

Après l'avoir dévoilée au dernier congrès des audioprothésistes allemands EUHA, WIDEX a le plaisir de vous présenter sa nouvelle solution WIDEX CROS.

Conçu pour les personnes présentant une surdité unilatérale, le CROS (Contralateral Routing of Signal ou Transmission Controlatérale des Signaux) se porte sur l'oreille cophotique du patient comme un contour ordinaire et utilise la technologie WidexLink pour transmettre le son de l'oreille cophotique à la meilleure oreille.

WIDEX CROS peut aussi être utilisé comme solution BiCROS (Bi-lateral Routing of Signals ou Transmission Bilatérale des Signaux) par une personne sourde d'une oreille et malentendante de l'autre.

Chacune de ces options fait usage du modèle FASHION de WIDEX sur l'oreille cophotique, tandis que la meilleure oreille peut être appareillée avec n'importe quel autre modèle de la série DREAM.

Pour Lisa Dam, chef de produit, la flexibilité de WIDEX CROS le rend attractif aussi bien auprès des professionnels que des patients : « WIDEX CROS utilise la technologie auditive la plus récente pour transmettre le son à la meilleure oreille équipée en DREAM, offrant au patient une superbe qualité sonore et un discours intelligible ». Par ailleurs, combiné avec

l'appareil DREAM porté par la meilleure oreille, WIDEX CROS offre à l'utilisateur un large choix de modèles, de styles et de prix ».

Autres caractéristiques du CROS :

- Un design moderne et élégant, disponible en 14 couleurs
- Une consommation d'énergie extrêmement basse (pile 312)
- Pas d'écho ni de distorsion grâce à la technologie sans fil WidexLink

Après un lancement en Allemagne en octobre 2013, le WIDEX CROS est désormais présent sur le marché français.

Le contour WIDEX CROS utilise notre technologie unique et sans fil, le WidexLink. Le contrôle du volume et le bouton de sélection des programmes (transmission active/inactive) sont standard. Utilise une pile de taille 312.



## Technologie

- Technologie True-Input
- Widexlink- Connectivité sans fil
- Longue durée de vie de la pile
- Contrôle du volume
- Nombreuses options de systèmes de maintien auriculaire

Pour plus d'informations sur WIDEX CROS, consultez [www.widexpro.fr](http://www.widexpro.fr)

Contact presse:  
WIDEX France - GURRET Solène  
Responsable marketing/communication  
[communicationfrance@widex.com](mailto:communicationfrance@widex.com)



TABLEAU DE COMPATIBILITÉ



	PASSION	FUSION	FASHION	9	m-CB	CIC	XP
DREAM440	X	X	X	X	X	X	X
DREAM330	X	X	X	X	X	X	X
DREAM220	X	X	X	X	X	X	X
DREAM110	X	X	X	X	X	X	X

LES COULEURS DE WIDEX CROS



FONCTIONNALITÉS CLÉS

Contrôle du volume	X
Bouton de sélection des programmes (transmission active/inactive)	X
Nano protection	X
Taille de la pile	312
Résistance à l'eau	IP57
Couleurs	14

# CONGRES DES AUDIOPROTHESISTES

unsaf   
Congrès des Audioprothésistes Français

**3, 4 et 5  
Avril 2014**  
**Cnit - Paris la Défense**

**Exposition,  
ateliers pratiques,  
événements.**

[www.unsaf.org](http://www.unsaf.org)



# Actualités du monde de l'audiologie



## ■ Chaire de Génétique et physiologie cellulaire

Année académique  
2013-2014

**Christine Petit**  
Professeure

**Le système auditif  
face à ses agresseurs**

**6 février 2014**

**Cours** : Les agresseurs du système auditif : son, xénobiotiques, vieillissement... Aspects génétiques de la susceptibilité individuelle à ces agresseurs.

**Séminaire** : Prédispositions génétiques aux maladies communes : de la causalité aux facteurs de prédisposition en interaction avec l'environnement. Jean-Louis Mandel, IGBMC, université Louis Pasteur, Strasbourg.

**6 mars 2014**

**Cours** : Le métabolisme de l'oxygène et la toxicité des espèces oxygénées activées, plaque tournante de l'action de nombreux agresseurs.

**Séminaire** : Détection hors fréquence et réponses cochléaires fantômes. Paul Avan, laboratoire de biophysique sensorielle, université d'Auvergne, Clermont-Ferrand.

**13 mars 2014**

**Cours** : Détecteurs et effecteurs du stress oxydant : rôles dans le métabolisme et la signalisation. Le dialogue des organelles : la part des peroxysomes.

**Séminaire** : Les antibiotiques sont-ils autodestructeurs ?

Patrice Courvalin, unité des agents antibactériens, institut Pasteur, Paris.

**20 mars 2014**

**Cours** : Les moyens de défense : prévention et traitement.

**Séminaire** : Acouphènes subjectifs : physiopathologie et éléments d'une prise en charge rationnelle. Alain Londero, Service ORL et CCF, hôpital Georges Pompidou, Paris.

**Renseignements**

11, place Marcelin-Berthelot,  
75005 Paris

[www.college-de-france.fr](http://www.college-de-france.fr)

Cours les jeudis à 10h  
(ouverture le 6 février 2014),  
Suivi du séminaire à 11h30.  
Salle 5.

## 5th International Workshop Clermont-Audiologie

### Better assessment of hearing, balance and tinnitus

**Clermont-Ferrand, mardi  
1<sup>er</sup> et mercredi 2 avril 2014**

Organisé par le Laboratoire  
de Biophysique Neurosensorielle  
UMR INSERM 1107

Paul AVAN - Fabrice GIRAUDET -  
Laurent GILAIN - Thierry MOM

### Thèmes déroulés

**Mardi 1<sup>er</sup> avril 2014 : 17h-19h30**

#### 1. Explorations auditives

- Pr. Paul FUCHS (Johns Hopkins University - Baltimore)
- Pr. Shihab SHAMMA (University of

- Maryland - College Park)
- Dr. Jérôme BOURIEN (INM - Institut des Neurosciences de Montpellier)
- Pr. Paul DELTENRE (Hôpital Brugmann, Bruxelles)

**Mercredi 2 avril 2014 : 9h -14h30**

#### 2. Explorations vestibulaires

- Pr. Jean-Philippe GUYOT (Hopitaux Universitaires de Genève)
- Pr. Pierre DENISE (INSERM U1075 - CHU Caen)
- Dr. Bèlâ BUKI (Hôpital de Krems, Autriche)
- Dr. Christian CHABBERT (Pôle 3C, UMR 7260, Aix-Marseille)

#### 3. Explorations acouphènes

- Pr. Naïma DEGGOUJ - (U.C. Louvain, Bruxelles)

- Dr. Isabelle VIAUD-DELMON (IRCAM Espaces Acoustiques-Cognitifs - Paris)
- Dr. Arnaud NORENA (Fédération de Recherche 3C, UMR 7260, Aix-Marseille)

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](mailto:fabrice.giraudet@udamail.fr)).

Date limite d'inscription 14 mars 2014 auprès de Fabrice GIRAUDET



## Communiqués de presse



### Oticon : Odile Bourguignon devient votre interlocuteur privilégié au quotidien en tant que Responsable

Nous sommes très heureux de vous présenter aujourd'hui la personne qui devient votre interlocuteur privilégié au quotidien en tant que Responsable Régionale Sud-Est :

Odile Bourguignon.

Odile vous fait profiter depuis le 2 janvier dernier, de sa solide expérience commerciale, de son approche professionnelle rigoureuse et de ses connaissances approfondies du milieu de la santé, et plus particulièrement du monde de l'audioprothèse.

Odile portera les valeurs chères à notre marque en développant avec vous une relation de partenariat

basée sur l'écoute, la disponibilité et les Services.

Formant un binôme avec l'animatrice réseau de sa région, Sandrine Raymond, elles couvriront ensemble les départements suivants : 04-05-06-07-13-26-30-34-48-83-84 ainsi que la Corse.

Nous vous remercions une fois de plus pour votre confiance en la marque Oticon et en nos collaborateurs et nous espérons que vous lui réserverez un accueil chaleureux...

Pour finir, nous profitons de ce courrier pour formuler à Odile tous nos vœux de réussite dans ses nouvelles fonctions, et pour vous souhaiter

une excellente année 2014, placée sous le signe de notre engagement à vous proposer rigueur et professionnalisme au quotidien.

Notez précieusement ses coordonnées ou flashez-les directement pour les intégrer à vos contacts :

**Odile Bourguignon**  
**obo@oticon.fr**

**Téléphone : 06 09 21 92 10**



## Du sang neuf au service commercial de WIDEX



Nous tenions à vous informer de l'arrivée de Maud CARRETTE au poste de Responsable Régionale sur le secteur

Rhône-Alpes en ce début 2014.

**Maud CARRETTE**

**Tél : 06-27-22-13-32**

**e-mail : carrette@widex.com**

**Assistante : Mlle Estelle BOISSIN**

**Tel : 01-69-74-17-47**

**boissin@widex.com**

Maud, diplômée en Sciences de gestion commerciale, a 12 ans d'expérience terrain chez des marques réputées de la Grande Distribution comme Liebig ou encore dans l'uni-

vers spécialisé des beaux-arts chez Colart International où elle occupait le poste de compte-clef régional.



Déjà en poste depuis octobre 2013, Stéphane JOSEPH est le Responsable Régional du secteur Nord-Ouest.

**Stéphane JOSEPH**

**Tél : 06-09-03-36-22**

**e-mail : joseph@widex.com**

**Assistante : Mme Nathalie BRUOT**

**Tel : 01-69-74-95-04**

**bruot@widex.com**

Stéphane, après l'obtention d'un DEUG de Sciences et technologies, spécialité biochimie et microbiologie, s'est orienté vers la vente dans le secteur des communications et médias. Son relationnel agréable et son efficacité lui ont rapidement permis de devenir Directeur de son agence.

Après plusieurs années d'expériences terrain chacun, nous pensons que Maud et Stéphane sauront mettre en avant toutes les opportunités présentes dans les solutions WIDEX.

L'objectif premier restant de toujours mieux répondre aux besoins des audioprothésistes et des malentendants.



## Le Zénith Paris - La Villette accède à la connectivité... Grâce à la boucle magnétique d'Oticon !

Tout comme de plus en plus d'**espaces sonorisés destinés à recevoir du public et notamment des personnes malentendantes**, le Zénith Paris - La Villette vient de se doter d'un **amplificateur de boucle magnétique**. Cette démarche permet enfin aux personnes appareillées de **pouvoir recevoir le son directement dans leurs aides auditives**, et ainsi davantage faciliter l'accès des personnes malentendantes aux divertissements.

D'ici 2015, tous les établissements recevant du public devront offrir la possibilité à tout malentendant équipé d'aides auditives avec position T, de profiter pleinement des aménagements de ces sites. C'est pourquoi, la loi sur l'accessibilité préconise que tous les lieux publics susceptibles d'accueillir des personnes malentendantes soient équipés d'un système de boucle magnétique pour permettre une bonne écoute de ses interlocuteurs.

Cette loi ouvre une porte formidable pour vos clients : vous allez pouvoir leur expliquer que bientôt, **grâce à leurs aides auditives compatibles, ils auront la possibilité d'entendre parfaitement dans les lieux publics**.

En effet, en raison de cette nouvelle législation, de nombreuses organisations ont fait appel à Prodition et ont sauté le pas pour offrir des solutions de connectivité dédiées aux personnes malentendantes comme :

Des établissements culturels : Zénith de Strasbourg, Louvre, Palais de la Découverte, Cité des Sciences, Musée du Quai Branly, Palais des Congrès de Paris,

De nombreuses organisations publiques : Ministère de l'Economie, Préfectures et Mairies, Office de Tourisme de Paris,

De nombreux groupes privés : Aéroports de Paris, Bouygues Construction, Monoprix,

Des Universités : Ecole du Louvre, Dauphine, Paris-Est, Paris Diderot, Lille. Et bien d'autres, car chaque jour, de nombreux lieux s'équipent !

### Zoom sur une installation qui vient d'être pratiquée

Face à cette nécessité d'implantation de tels dispositifs, le Zénith Paris - La Villette a lui aussi fait appel à Prodition pour se doter d'un système de diffusion audio BIM (boucle d'induction magnétique) destiné aux personnes malentendantes appareillées d'aides auditives dotées de la position «T» (téléphone, télévision, théâtre) de la marque Phonic Ear : ceci permettant désormais aux visiteurs appareillés de recevoir directement dans leurs aides auditives un son optimum et sans déformation, en activant tout simplement la fonction T sur leurs appareils.

En temps que professionnel de l'audition, vous pouvez vous aussi prendre part à **l'aménagement des sites de votre région et ainsi participer à l'accessibilité des**

### personnes malentendantes dans les lieux publics.

Vous disposez en effet de l'expertise nécessaire pour pouvoir solliciter, aiguiller et conseiller les autorités locales dans leurs démarches. Si ce projet vous tient à coeur, vous pouvez également financer une partie ou la totalité de l'installation d'un amplificateur de boucle magnétique. Cette action vous permettra en contrepartie de bénéficier de déductions fiscales !

En plus du système de boucle à induction magnétique, Phonic Ear propose de nombreuses autres solutions de connectivité permettant de faciliter le quotidien des personnes malentendantes dans :

- Les espaces d'accueil public : grâce aux kits pour guichets d'accueil et les amplificateurs de boucle magnétique,
- Les compléments aux aides auditives : grâce aux solutions de Heartl TV Média, Heartl Mobile Heartl All
- Les solutions pour la maison : grâce aux différents détecteurs et avertisseurs vibrants, lumineux et sonores.

N'hésitez pas à contacter Oticon/PhonicEar au 01 41 88 01 50 pour plus de renseignements ou consulter la plaquette en pièce jointe.

Contact Oticon : Aurélie Zambaux  
Responsable Marketing & Communication  
ac@oticon.fr  
Tel : 01 41 88 01 59

## Congrès national des audioprothésistes Du 3 au 5 avril 2014 au CNIT Paris La Défense



Le Syndicat national des audioprothésistes - Unsaf - a le plaisir d'annoncer la prochaine édition du Congrès national des audioprothésistes.

Le métier d'audioprothésiste évolue, les produits et les techniques se perfectionnent, le congrès est construit chaque année autour de ces nouvelles actualités pour permettre à nos visiteurs et congressistes d'être informés et formés sur ces évolutions.

L'intérêt du Congrès réside d'une part dans la partie Exposition qui réunit dans un seul lieu les fabricants, organismes et associations qui travaillent en lien avec la profession.

La participation notable des industriels permettra à tout un chacun de s'informer sur les nouveautés technologiques récentes qui vont encore améliorer la prise en charge de la malaudition.

[www.unsaf.org](http://www.unsaf.org)



## Phonak - Seconde Convention AdvantageYou

12 et 13 janvier 2014

### Pour sa seconde Convention AdvantageYou, Phonak a réuni plus de 80 clients partenaires à Lyon pour deux jours d'interaction et d'informations

Bron, le 17 janvier 2014 - Dans le cadre des services offerts à son club de partenaires, Phonak a organisé les 12/13 janvier sa seconde Convention AdvantageYou.

Cet événement marqué notamment par la présence du chef étoilé Philippe Etchebest et de nombreux intervenants de qualité s'inscrit dans une démarche de Phonak de soutenir ses clients partenaires en leur apportant toujours plus de solutions business nécessaires à leur développement.

Plus de 80 audioprothésistes AdvantageYou ont répondu présents à l'invitation de Phonak au Lyon Métropole pour une journée de conférences et de formation précédée d'une soirée dans la Capitale des Gaules.

Cette seconde édition a débuté dimanche soir par une intervention de Luis Godinho venu présenter un panorama du marché de l'audioprothèse ainsi que les objectifs et les axes de travail de l'UNSAF pour 2014. A la suite de sa communication, Mr Godinho a pu répondre aux nombreuses questions des audioprothésistes sur les sujets d'actualités de notre profession.

La journée de lundi s'est articulée autour de 4 thèmes principaux et de solutions business présentées pendant les pauses sous forme de petits workshop.

Le chef étoilé Philippe Etchebest a débuté la journée en venant partager son expérience de chef d'entreprise. Cette intervention largement plébiscitée a permis de mettre en avant de nombreux parallèles entre le monde de ce personnage atypique et notre marché.

Les conférences se sont enchaînées tout au long de la journée sur des thèmes

destinés à soutenir nos partenaires et à les faire réfléchir sur l'avenir et les enjeux de notre marché.

Vincent Lefèvre revient sur cette journée : « Sur un marché en mutation, notre mission en tant que marque leader est d'aider nos clients partenaires à faire face aux nouveaux challenges de notre marché et de soutenir leur développement.

A travers notre club AdvantageYou, nous avons décidé de leur proposer des solutions novatrices et exclusives, une approche différente.

La participation massive à cette seconde édition de la Convention AdvantageYou et les retours que nous avons nous prouvent que nous sommes sur la bonne voie, que nos clients apprécient et comprennent l'importance de se différencier, de se démarquer afin de toujours progresser.

Nous allons encore travailler dans ce sens et gageons que la prochaine édition rencontrera le même succès...»

### À propos du club AdvantageYou

AdvantageYou propose aux clients partenaires Phonak des services exclusifs et un suivi personnalisé.

Toutes ces solutions business permettent d'aider nos partenaires à faire face aux nouveaux challenges de notre profession en investissant fortement pour développer de nouvelles expertises.

Au travers d'AdvantageYou, Phonak travaille pour accompagner le développement de ses clients avec professionnalisme, dans le souci de la satisfaction patients et le respect des valeurs qui ont toujours fait le succès de notre marque.

Pour plus d'informations, contactez :  
Maud GARREL  
04 72 14 50 00  
[maud.garrel@phonak.com](mailto:maud.garrel@phonak.com)



SONIC | bliss

Le bonheur  
commence comme ça.



bliss

4 ans  
garantie fabricant

Bliss redonne le sourire à vos patients - et à vous-même ! Grâce à sa technologie exclusive Speech Variable Processing, Bliss offre une qualité sonore naturelle qui fait la réputation de notre marque dans le monde entier. Le nouvel algorithme Speech Priority Noise Reduction garantit quant à lui des performances inédites en matière de compréhension de la parole dans le bruit. Enfin, les miniBTE communiquent sans fil grâce à l'interface SoundGate (Bluetooth®). N'attendez plus pour découvrir Bliss et partager des expériences positives avec vos patients. **En savoir plus sur [www.sonici.com](http://www.sonici.com)**



Taille réelle



[www.sonici.com](http://www.sonici.com)

Parc des Barbanniers - 3 Allée des Barbanniers - CS4006  
92635 Genevilliers Cedex - Tél. +33 1 41 66 00 88

 **SONIC**  
Everyday Sounds Better



## Collège National d'Audioprothèse Ouverture sur concours de 6 places de membres



Par décision de la dernière Assemblée Générale et conformément aux statuts, **6 places de Membres Actifs** sont proposées par concours.

Pour être candidat, il faut :

- avoir qualité pour exercer l'activité professionnelle d'Audioprothésiste conformément à la loi 67-4 du 3 Janvier 1967,
- exercer la profession d'audioprothésiste,
- être âgé de plus de 30 ans,
- avoir au minimum 5 ans d'exercice professionnel,
- avoir été, être chargé ou pouvoir être chargé d'enseignement d'Audioprothèse au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste,

- être disponible pour dispenser à la demande l'enseignement auprès des sites habilités.

**Les candidats doivent envoyer un dossier comprenant une lettre de motivation, leur curriculum vitae, leurs titres et travaux (article, communication, étude, etc.).**

Les candidats retenus sur titre et travaux pour postuler réaliseront une communication orale de 20 minutes d'un travail personnel devant un jury composé de membres du Collège National d'Audioprothèse.

Le vote définitif aura lieu lors de l'Assemblée Générale du Collège en juin 2014.

Les candidatures doivent être adressées au plus tard le 31 MARS 2014 à

**Monsieur Eric BIZAGUET  
Président du Collège National  
d'Audioprothèse  
20 Rue Thérèse 75001 PARIS**

### MARS 2014

#### 17<sup>e</sup> Journée Nationale de l'Audition

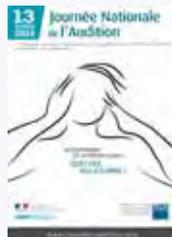
##### Acouphènes et hyperacousie : quelles solutions ?

Le 13 mars 2014

Focus sur des troubles de l'audition qui pourraient bien s'avérer les maux de notre siècle

Professionnels de l'audition, Médecins, Associations, Audioprothésistes, villes et Collectivités, Institutions de Retraites et de Prévoyance, Mutuelles, Entreprises, Organismes de prévention-santé, Orthophonistes, Ecoles...

Info : [www.journee-audition.org](http://www.journee-audition.org)



### GEORRIC

#### L'implant cochléaire chez les personnes présentant des besoins particuliers : troubles associés à la surdité, personnes âgées

Les 20 et 21 Mars 2014 à Lyon

Info : <http://georric.com/journees-georric/>



### AVRIL 2014

#### 5th International Workshop Clermont-Audiologie

Les 1<sup>er</sup> et 2 avril - Clermont-Ferrand

Info : [fabrice.giraudet@udamail.fr](mailto:fabrice.giraudet@udamail.fr)

#### UNSAF Congrès national des audioprothésistes

Du 3 au 5 avril au CNIT

Paris La Défense

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)



### ACFOS

#### Formation professionnelle

##### De la communication à la construction de la langue chez l'enfant sourd

Les 10 et 11 avril 2014 à Paris

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org)





# > AGENDA

## MAI 2014

### 49th Biap convention

Du mercredi 30 Avril 2014  
au dimanche 04 Mai 2014

VIENNA - AUSTRIA

www.biap.org



### 10<sup>ème</sup> Congrès International Francophone de Gériatrie et Gériatologie

Les défis de la longévité :  
créativité et innovations

Du 14 au 16 mai 2014 à Liège - Belgique  
Palais des Congrès

« Les défis de la longévité : créativité et innovations » sont des thèmes qui doivent permettre à toutes les personnes intéressées par l'intégration du vieillissement et de ses particularités dans la société de pouvoir échanger et apporter leur expérience.

Info : www.cifgg2014.com

### ACFOS Formation professionnelle



Grammaire classique et  
Psychomécanique de Gustave Guillaume

Les 22 et 23 mai 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

## JUIN 2014

### ACFOS Formation professionnelle



Indications, réalisation pratiques et  
explorations objectives des voies auditives

Les 02 et 03 juin 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

### ACFOS Formation professionnelle



Mise en place d'un dépistage généralisé  
de la surdité à l'échelle régionale :  
organisation de la maternité au diagnostic

Les 12 et 13 juin 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

## OCTOBRE 2014

### ACFOS Formation professionnelle



Retard d'évolution linguistique  
après implant cochléaire :  
quel bilan, quelles solutions ?

Les 13 et 14 octobre 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

## NOVEMBRE 2014

### 34<sup>  mes</sup> Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie



Du 25 au 27 novembre 2014 - Cité des Sciences La Villette

Info : http://www.jasfgg2013.com/

## DÉCEMBRE 2014

### ACFOS Formation professionnelle



L'accompagnement parental et l'orthophoniste.  
Du très jeune enfant à l'adolescent

Les 1<sup>er</sup> et 02 décembre 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

### ACFOS Formation professionnelle



Utilisation des techniques d'atelier d'écriture  
avec les enfants et adolescents sourds

Les 04 et 05 décembre 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org



Le Groupe Mutuelles du Soleil,  
recherche pour son centre de Marseille

## un Audioprothésiste D.E H/F

Directement attaché(e) au directeur,  
vous gérez votre centre en autonomie.

Rémunération motivante.

Poste à pourvoir immédiatement.

Envoyez-nous vos candidatures  
sur [recrutement@lesmutuellesdusoleil.fr](mailto:recrutement@lesmutuellesdusoleil.fr)

Service recrutement  
36-36 bis avenue Maréchal Foch  
CS 91296  
06005 Nice Cedex 1

[www.lesmutuellesdusoleil.fr](http://www.lesmutuellesdusoleil.fr)

La Mutualité Française Haute-Saône SSAM  
recrute pour le **développement de ses centres**

### 2 audioprothésistes

CDI, temps plein ou temps partiel

Débutants acceptés

Statut cadre

Rémunération attractive : fixe + variable



- Rejoignez une entreprise qui place **l'humain** au cœur de ses priorités
- Evolvez dans un environnement professionnel **technique innovant**
- Bénéficiez d'une politique de **formation dynamique**
- Vous êtes assisté dans votre mission par des professionnels **qualifiés** : assistante audioprothésiste, services tiers-payant, comptabilité, informatique, communication... **vous permettant de vous recentrer sur le cœur de votre métier.**

Avantages : ▪ Tickets restaurant, Mutuelle, Chèques vacances  
▪ Prévoyance, Plan Epargne Entreprise  
▪ Comité d'Entreprise

Merci d'adresser votre CV et lettre de motivation à Jérôme FAGUET  
Mutualité Française Haute-Saône SSAM  
3 rue de la Mutualité • 70000 VESOUL  
06.38.55.17.58 ▪ [jerome.faguet@mutualite70.fr](mailto:jerome.faguet@mutualite70.fr)



Dans le cadre de son développement,  
**Mutuelles de France Réseau Santé** recrutent,  
pour ses centres « Audition Mutualiste » :

### 2 audioprothésistes :

- Grenoble Agglomération (38)
- Le Creusot (71)

- ▶ Vous souhaitez participer à un projet dynamique
- ▶ Vous êtes motivé(e) par le travail en équipe

Merci d'adresser votre CV et lettre de motivation à :

Mutuelles de France Réseau Santé  
Secteur Audioprothèse  
31 Rue Normandie Niemen - 38130 Echirolles  
ou contactez le 06 70 99 98 51



*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](mailto:philippe.delbort@gmail.com)



# > ANNONCES



La MUTUALITE FRANCAISE CHAMPAGNE ARDENNE SSAM est un organisme gestionnaire sur toute la Région de services de soins constitué de quatre pôles : BIEN MEDICAUX (audition, optique), SOINS PREMIER RECOURS (pharmacies, centres de santé), SANITAIRE (Soins infirmiers à domicile, hospitalisation à domicile) et MEDICO-SOCIAL (Résidences pour personnes âgées, Centre d'hébergement de réinsertion sociale).

Nous recherchons :

## Un AUDIOPROTHESISTE (H/F) CDI TEMPS PLEIN OU PARTIEL

En liens directs avec les patients, vous :

- prenez connaissance des examens médicaux et les complétez éventuellement,
- proposez l'appareillage le plus adapté selon le type de surdité/l'utilisation,
- montez, adaptez et réglez les prothèses auditives,
- effectuez les petites réparations d'entretien courant ou de premier niveau,
- contrôlez la qualité de la correction et assurez le suivi de l'appareillage,
- expliquez au patient/à l'entourage le fonctionnement de l'appareil,
- gérez le fichier client et le stock (matériel, pièces détachées).

Vous êtes titulaire du diplôme d'audioprothésiste.

Rémunération à définir selon l'expérience.

Pour les salariés d'origine belge, possibilité d'avantages fiscaux.

Lieu de travail : Ardennes

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

contact@mutualite-ardennes.fr

03 24 33 68 42



## 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 et/ou Lézignan Corbières et/ou Narbonne (11) et à pourvoir immédiatement.
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)

Adresser votre candidature :

MUTUALITE FRANCAISE AUDE  
Mlle Virginie ZIMMICH, Directrice Générale  
63, rue Antoine Marty - 11000 CARCASSONNE  
contact@mutualite-11.com



## Vous recherchez un poste d'AUDIOPROTHESISTE dans un Centre exclusif et indépendant

Vous êtes **Motivé(e), rigoureux(se)** et vous souhaitez apporter un **service de qualité à vos patients** :

Rejoignez une équipe (groupe de 4 centres) reconnue pour son professionnalisme dans une entreprise à taille humaine.

Nous vous proposons un poste dans un Centre bien équipé : 2 chambres sourdes, un atelier, du matériel audiolgique récent... pour effectuer au sein d'une équipe (un autre audioprothésiste et 2 assistantes) un travail de qualité (mesure in vivo, tests vocaux en milieu bruyant...).

Vous serez autonome dans le choix de vos appareillages et de vos fournisseurs.

Vous participerez aux réunions techniques bimestrielles avec 7 autres audioprothésistes.

Formation interne et complémentaire.

Vous participerez à différents séminaires, EPU, congrès... (prise en charge de tous vos frais).

CDI à 35h (sur 4 jours 1/2).

**Poste à pourvoir dans le 79 (Deux Sèvres)**

**CONTACT : Monsieur Pierre LOUP**  
02 41 64 00 65 - Mail : ac-choletsud@orange.fr

SIEMENS



NOUVEAU !  
Amplification  
maximale  
Robustesse

*mi*CON  
La nouvelle  
dimension.

[www.siemens.fr/audiologie](http://www.siemens.fr/audiologie)

## Nitro micon™ de Siemens. Rencontre entre surpuissance et performance.

Nitro, nouveau contour d'oreille Siemens surpuissant pour pertes auditives sévères à profondes. Équipé de micon de BestSound™ Technology, Nitro offre plus d'intelligibilité, de qualité sonore et de confort à ceux qui en ont vraiment besoin. Nitro micon allie amplification maximale, directivité microphonique optimale et connectivité sans fil. En combinant puissance ultime et haute technologie, Nitro micon apporte les options, les fonctions et la performance attendues par les utilisateurs de solutions auditives surpuissantes pour rester connectés à leur environnement.

Offrez à vos patients la surpuissance sans compromis pour une intelligibilité de la parole dans tous les environnements.

- Plus de 130 dB dans les fréquences inférieures à 1kHz, soit les plus importantes
- 144-85 dB au simulateur d'oreille
- Maintien du gain en directionnel
- Double anti-Larsen micon



#### Nitro adapté pour l'appareillage pédiatrique.

Le sabot audio, en option, permet une connexion audio directe. Compatible avec la plupart des systèmes FM, cette fonctionnalité offre un excellent rapport signal sur bruit, dans toutes les situations complexes, comme une salle de classe.



Life sounds brilliant.\*

\*La vie sonne brillamment.

NOUVEAU CONTOUR PILE 13

# POWER PLUS

3 series



**LE PLUS PUISSANT**



**LE PLUS PERFORMANT**



**LE PLUS PETIT**

**DÉCOUVREZ LA SOLUTION LA PLUS PUISSANTE ET  
PLUS PETITE DU MARCHÉ DÈS LE 17 FÉVRIER 2014 !**

Dites à vos patients qu'ils vont bénéficier de la technologie sans-fil la plus avancée, d'une qualité sonore incomparable avec un gain extrêmement élevé 80 dB, en toute discrétion !

[www.starkeyfrancepro.com](http://www.starkeyfrancepro.com)  
[www.starkey.fr](http://www.starkey.fr)



L'audition est notre mission™

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