

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 26 - Septembre/Octobre 2013 - Numéro 5

Dossier

Les corrections acoustiques de la courbe de réponse



Cas clinique

**Compensation d'une cophose unilatérale
chez l'enfant** Xavier DELERCE



Veille technique



Actualités et agenda



Métier et technique

**La boucle d'induction magnétique,
toujours d'actualité en 2013 !**
Matthieu DEL RIO, Océane FOUQUET



Veille acouphènes

**Le traitement acoustique de la « triade clas-
sique » : acouphène - surdité - hyperacousie
avec ou sans dysesthésie faciale**
Philippe LURQUIN, Maud REAL, Dr Marie-Paule THILL



Veille gériatrique

**La chute : modèle de réflexion
gériatrique pluridisciplinaire**
Arach MADJLESSI

Solutions pédiatriques Phonak

Parce qu'un enfant n'est pas un adulte miniature

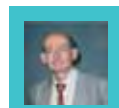


Un enfant n'est pas un adulte miniature. Cette idée guide tout ce que nous faisons. C'est tout particulièrement vrai pour les enfants qui sont concernés par une déficience auditive. Il est évident que ces jeunes auditeurs ne possèdent pas la même base linguistique que les adultes. Par conséquent, il leur est nécessaire d'avoir l'accès le plus cohérent possible aux sons de la vie courante pour développer cette base.

Notre gamme pédiatrique dédiée, avec les nouvelles aides auditives Phonak Sky Q et la technologie Roger, assure à l'enfant un accès à la parole continuellement optimisé, quel que soit son environnement. C'est tout ce qu'il faut pour répondre aux besoins uniques de chaque enfant.

Pour en savoir plus, rendez-vous sur www.phonakpro.fr/pediatric

PHONAK
life is on



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



7 Dossier

Les corrections acoustiques de la courbe de réponse

Léon DODELÉ



24 Cas clinique

Compensation d'une cophose unilatérale chez l'enfant

Xavier DELERCE



26 Métier et technique

La boucle d'induction magnétique, toujours d'actualité en 2013 !

Mise en place pratique dans la cabine de l'audioprothésiste.

Matthieu DEL RIO, Océane FOUQUET



32 Interview

Emmanuel LESCANNE par Arnaud COEZ



38 Notes de lecture

François DEGOVE



42 Veille acouphènes

Le traitement acoustique de la « triade classique » :

acouphène - surdité - hyperacousie avec ou

sans dysesthésie faciale

Philippe LURQUIN, Maud REAL, Dr Marie-Paule THILL



46 Veille gériatrique

La chute : modèle de réflexion gériatrique pluridisciplinaire

Arach MADJLESSI

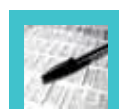


50 Veille technique

**BERNAFON - VIBRANT MED EL - OTICON - PHONAK - SIEMENS
SONIC - 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
Sept/Oct 2013 - Vol 26 - N 5

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

Dépot Légal à date de parution

Septembre/Octobre 2013 Vol. 26 N°5
Imprimé par Néo-typo - Besançon

Le Collège National d'Audioprothèse

Président	1 ^{er} Vice Président	2 ^e Vice Président	Président d'honneur	Trésorier général	Trésorier général adjoint	Secrétaire Général	Secrétaire général adjoint
							
Eric BIZAGUET	Frank LEFEVRE	Stéphane LAURENT	Xavier RENARD	Eric HANS	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	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
				
Carlos MARTINEZ OSORIO	Thierry RENGLET	Juan Martinez SAN JOSE	Christoph SCHWOB	Elie EL ZIR Membre Correspondant étranger associé



Paul AVAN

En audioprothèse comme dans les autres domaines de l'audiologie, les professionnels expérimentés ont accompagné pendant plusieurs décennies les évolutions des pratiques, en parallèle avec les progrès technologiques. Comme le rappelle très judicieusement Léon Dodelé qui nous propose le dossier de ce numéro, la réussite d'un appareillage est désormais moins dépendante de la maîtrise des corrections acoustiques, autrefois seules à même de moduler les courbes de réponse d'appareils aux réglages électroniques très limités. Pour autant, la gestion désormais numérique des gains et traitements du signal doit-elle supplanter l'art de contrôler l'acoustique des embouts et du conduit auditif ? Léon Dodelé souligne utilement que non, ne serait-ce par exemple que parce que le confort engendré par une correction acoustique judicieuse, de par son impact instantané, peut aider un patient novice à mieux accepter l'acte d'appareillage. Certes il ne s'agit pas d'adopter une attitude extrême, qui consisterait soit à nier l'apport de l'électronique, soit à renoncer à toute connaissance des solutions anciennes, mais plutôt d'enrichir sa pratique, je cite notre ami Dodelé, en « personnalisant son indispensable intervention ».

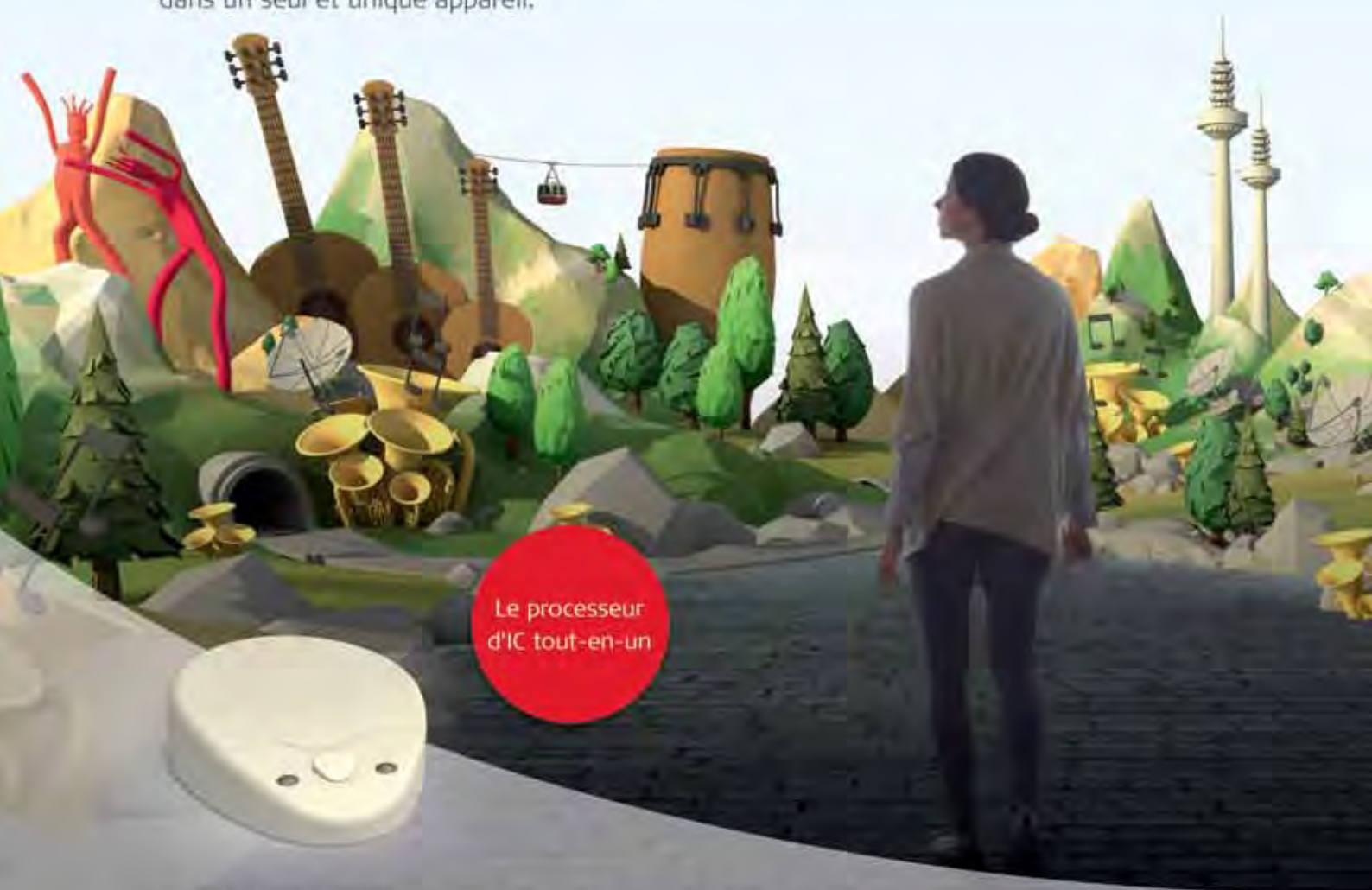
Le même débat est souvent esquivé, en ce qui concerne les pratiques diagnostiques audiologiques (mais ne noircissons pas notre seul domaine, le problème ne concerne pas seulement l'audiologie, ni même la médecine). Combien de dossiers rencontrons-nous où la réalisation de potentiels évoqués auditifs semble avoir été omise, non pas par négligence mais délibérément, comme s'il s'agissait d'un test frappé de désuétude ? Pourquoi pas en effet pratiquer systématiquement et d'emblée une IRM, lorsqu'on soupçonne même de très loin une tumeur de l'angle ponto-cérébelleux ? Qu'importent les délais, les files d'attente et le coût respectif des examens... ? Combien d'électrocochléographies réalisées en France par an, alors qu'elles restent un test utile des maladies de Menière, mais aussi des neuropathies auditives ? Combien d'otoémissions, hors dépistage ? Et du coup, combien de tentatives de diagnostic moléculaire vouées à l'échec, faute d'avoir préparé le terrain en consacrant quelques minutes et quelques euros à des investigations fonctionnelles simples ?

Le dossier de ce numéro nous démontre que loin d'être poussées hors du champ des pratiques quotidiennes, parce que rendues redondantes, les expertises anciennes, pourvu qu'elles soient habilement intégrées dans les nouveaux protocoles, conservent leur place, la consolident parfois, et devraient donc rester au cœur de la formation. L'équipe de rédaction des Cahiers souhaite faire partager sa conviction que la diversité des compétences et la flexibilité des professionnels restent des clés d'une pratique professionnelle passionnante autant qu'efficace.

Paul Avan

Un monde sonore dans un seul et unique appareil

Écoutez 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[®] Placez-le et profitez-en,
tout simplement

medel.com



Le dispositif RONDO est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe OMSA inscrit à la CPP 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 70067, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tél. : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



Quota en audioprothèse. Le Professeur Lionel COLLET l'a annoncé lors d'un de ses derniers interviews dans la presse spécialisée. Notre profession va évoluer dans le cadre de la création d'un numérus clausus encadrant le nombre d'audioprothésistes formés chaque année.

Cette information met fin aux rumeurs, sans cesse renouvelées, concernant l'ouverture de nombreuses écoles de préparation au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste. Le nombre d'écoles reconnues par les pouvoirs publics est actuellement de 7, dont Bordeaux qui ouvrira en 2014. Cela ne sous-entend absolument pas dans mon esprit la défense lobbystique des professionnels en activité, mais une régulation saine, objective et concertée avec les pouvoirs publics des besoins de la population en audioprothésiste.

Cette démarche se justifie pour la poursuite d'un enseignement de qualité où la transmission du savoir et des règles de l'art se fait par des enseignants de qualité dont le nombre est limité. De même, l'importance des stages pratiques chez l'audioprothésiste oblige à la sélection de maîtres de stage et de mémoire qui doivent être présents, compétents et capables d'encadrer des étudiants afin de permettre l'intégration pratique de la formation théorique reçue lors des cours magistraux.

Notre profession forme actuellement 150 audioprothésistes par an, chiffre auquel on doit d'ores et déjà rajouter les 30 audioprothésistes qui sortiront des écoles de Cahors et de Bordeaux ainsi que les 10 à 15 validations de diplôme étranger ayant l'équivalence. Un consensus semble exister pour considérer qu'un nombre de 180 audioprothésistes par an correspondrait aux besoins de la pyramide des âges actuels.

Cette régulation s'impose aussi bien pour un enseignement de qualité que pour une prise en compte des besoins réels en audioprothèse. L'Etat a en effet conscience que l'augmentation importante du nombre de professionnels n'a pas d'impact sur le coût des services et matériels comme le démontre l'analyse du coût des lunettes en optique.

Notre désir de progresser pour améliorer sans cesse nos compétences afin d'utiliser au mieux les avancées technologiques est bien loin de la campagne de dénigrement dont notre profession est la cible.

Je ne me reconnais pas, comme sans doute la majorité de mes confrères, dans cette campagne de désinformation. Cette situation pourrait entraîner, si elle se poursuivait, une perte de confiance envers nos actions au service des déficients auditifs, perte capitale puisque cette confiance est indispensable à la réussite de notre appareillage.

Accusé, levez-vous ! Et je ne peux que rester assis. Car un amalgame est fait aussi bien sur l'appareil proprement dit que sur le temps nécessaire au choix, à l'adaptation des techniques modernes, au suivi et à l'éducation prothétique nécessaires à un appareillage réussi.

Le temps passé dans mon centre par mon équipe pour réaliser un appareillage est de 11 heures par aide auditive, bien loin de ce que je lis dans la presse qui oublie les

services de suivi et d'accompagnement préconisés par le Conseil National de la Consommation. La confusion entre coût de fabrication, de conception, de distribution doit évidemment être éclaircie, surtout que les normes européennes de mise sur le marché obligent les fabricants aux respects de contraintes du fait de la classification des aides auditives en tant que matériel médical.

Peut-on réduire le coût du travail journalistique au prix de l'encre et du papier ? Peut-on comparer des aides auditives de type amplificateur sans réglage à celles demandées par nos patients, adaptatives et intégrant des possibilités de traitement du signal et du bruit ? Et que fera ce patient sans le conseiller audioprothésiste que nous impose d'être notre loi à travers le choix et l'éducation prothétiques indissociables du produit lui-même ?

Le patient doit pouvoir définir lui-même ses priorités. Tout le monde n'a pas forcément besoin du dernier cri technologique, mais certains privilégient cette option pour une vie sociale améliorée. Nous devons cependant entendre les appels de ceux pour qui le coût est dissuasif, ce qui sous-entend qu'une offre de soins prothétiques accessible à tous doit pouvoir coexister avec celles que nous réclamons les patients qui privilégient la qualité de l'aide auditive et du service.

Nous ne pourrions exhauser ce vœu que si les pouvoirs publics et les complémentaires adhèrent à ce projet en revalorisant leur prise en charge. Ayant débuté en tant qu'audioprothésiste en 1976, je suis toujours surpris que le montant du remboursement d'aujourd'hui correspondent à la prise en charge de la catégorie 3 des aides auditives des années 70.

L'équivalent de cette somme est de 1350 Euros alors que les aides auditives ont évolué de façon considérable et que le temps d'adaptation est sans commune mesure si l'on souhaite utiliser à plein les incroyables progrès des chercheurs et des industriels.

Je suis heureux d'avoir le plus beau métier du monde, celui que j'ai choisi et que je souhaiterais pouvoir continuer d'exercer pour rendre notre action efficace et axer sur la satisfaction du patient appareillé. J'estime trop mes patients en les respectant pour ne pas leur donner la qualité de services qu'ils me réclament.

Nous devons continuer de progresser, ce qui explique le thème de l'EPU qui met le bruit au centre de nos préoccupations. Le comprendre pour éventuellement l'apprivoiser, pour pouvoir l'expliquer et définir sa prise en charge. C'est notre challenge de demain. Cette difficulté de traitement du bruit par le déficient auditif exprime bien l'ambiguïté de notre métier où la restitution de la fonction auditive normale est impossible.

Mais que de progrès et pour nous quel bonheur de pouvoir aider nos patients en leur donnant le meilleur de la technique et de nous même. Restons optimistes et continuons de nous améliorer et de nous former aujourd'hui en regardant uniquement vers le futur.

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



> Dossier

**Les corrections acoustiques
de la courbe de réponse**

Les corrections acoustiques de la courbe de réponse



Introduction

Lors de l'adaptation d'un appareillage auditif, nous disposons essentiellement de deux types de corrections pour atteindre nos cibles : **les corrections électroniques et les corrections acoustiques**. Ces cibles et corrections théoriques seront déterminées sur base d'un bilan d'orientation prothétique le plus complet possible. Nos connaissances professionnelles ainsi que l'application d'une méthode d'appareillage qui induit un maximum de satisfactions, seront ensuite les garants de la réussite de l'appareillage.

A l'époque des aides auditives analogiques à « réglages tournevis », la réussite d'un appareillage dépendait souvent des bonnes connaissances et applications des dites « corrections acoustiques ».

Depuis l'avènement des appareils programmables, numériques et à gain adaptatif, la gestion des différents traitements du signal et des courbes de réponses a été considérablement développée. Mais malgré les importantes possibilités de réglages et les performances techniques incontestables des aides auditives actuelles, les corrections acoustiques gardent toute leur importance et l'erreur serait de penser que l'informatique et l'électronique permettent de tout résoudre. Les audioprothésistes expérimentés savent à quel point les corrections acoustiques, de par leur efficacité immédiate, procurent souvent au malentendant le confort auditif nécessaire à l'acceptation et à la réussite globale de l'appareillage. C'est aussi pour l'audioprothésiste une excellente façon **de justifier et de personnaliser son indispensable intervention. Bien sur, certaines corrections décrites dans cet article ne sont plus justifiées ni utilisées. Nous les décrivons essentiellement pour retracer l'historique des corrections acoustiques.**

Les courbes de la Figure 1 résument l'étendue des effets que l'on peut obtenir **en agissant uniquement sur le couplage acoustique**. Il s'agit de trois courbes de réponse très différentes, obtenues à l'aide d'un contour d'oreille auquel

seules des corrections acoustiques ont été apportées.

La pression sonore, stabilisée au niveau du tympan, sera la résultante de différents paramètres anatomiques, acoustiques et électroniques. Cette énergie représente la pression acoustique qui va être transmise au système auditif et perçue par le malentendant. Elle dépend d'un ensemble de flux d'énergie sonore :

- l'énergie directe qui arrive dans le CAE, plus ou moins contrôlée et modifiée par la présence et les caractéristiques de l'embout auriculaire,
- l'énergie amplifiée et contrôlée par l'aide auditive (ACA dans le texte), dans une cavité résiduelle dont le volume est variable et personnel,
- l'énergie réverbérée par le tympan,
- l'énergie apportée par l'éventuelle vocalisation du patient.

Le graphique de la Figure 2 représente cet ensemble de flux d'énergie. Il est proposé par Christian BROCARD que nous remercions pour sa contribution à la relecture de cette publication. Si nous effectuons uniquement des mesures sur coupleur, nous ne prenons en compte qu'une

Léon DODELÉ



Gradué en électronique
Audioprothésiste agréé
Membre du Collège National
d'Audioprothèse

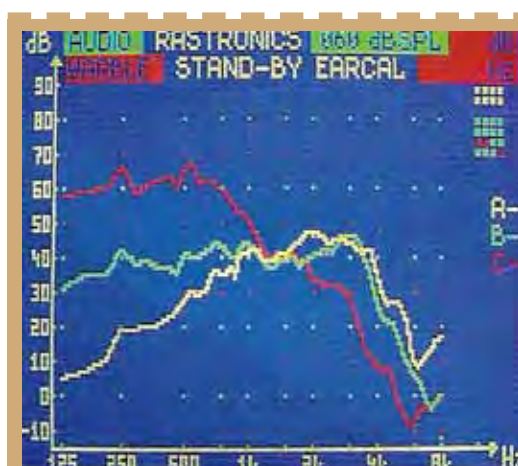


Fig. 1 : courbes de réponse d'un contour d'oreille, mesurées sur une même oreille et où seules des corrections acoustiques ont été apportées.

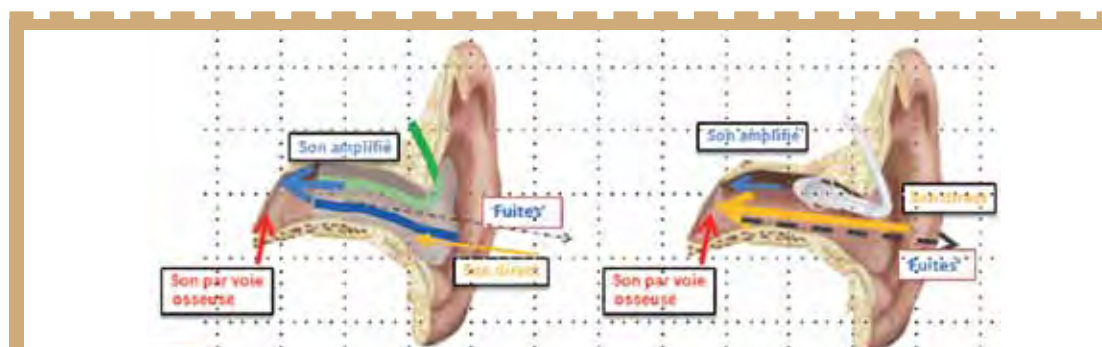


Fig. 2 : représentation des combinaisons de flux d'énergies en fonction de la configuration de l'équipement (illustration proposée par Christian BROCARD).

part réductrice de ces paramètres. Retenons que « **tout interfère sur tout** » et que ces interactions seront parfois importantes et imprévisibles. C'est grâce à la mesure in vivo que nous avons vraiment pris conscience de certains phénomènes acoustiques qui nous échappaient jusqu'alors. Seule cette mesure objective de l'énergie stabilisée au niveau du tympan, permet de prendre en compte l'ensemble des flux d'énergie.

Les effets combinés des nombreuses corrections acoustiques et électroniques seront donc idéalement **quantifiés** par des **mesures in vivo**, technique qui, dès son introduction par la firme Rastronics (1983), représenta un progrès majeur pour la profession. C'est ce merveilleux appareil de mesures que nous avons utilisé pour objectiver les effets réels de toutes les corrections acoustiques décrites dans cette publication.

Pour rappel, l'appellation « **mesure in vivo** » (sur le vivant) fut adoptée pour bien la différencier de la « **mesure in situ** » qui concerne les mesures effectuées sur un coupleur standard. À ne pas confondre avec « **l'audiométrie in situ** » qui consiste à **effectuer un audiogramme** dont les stimuli sont générés par l'ACA.

S'il est évident que toute application pratique doit se fonder sur des considérations théoriques et expérimentales, il est tout aussi important de tenir compte des réalités pratiques. Aussi veillerons-nous toujours à ce que chaque correction acoustique évaluée et décrite, soit aisément applicable dans notre pratique quotidienne.

Considérations théoriques et expérimentales

Nos mesures in vivo ont été effectuées, soit sur des oreilles humaines, soit sur une « copie conforme » d'oreille montée sur un mannequin inspiré du KEMAR. Dans ce second cas, la sonde de prolongation du microphone de mesures a été fixée au travers de la masse de silicone, son extrémité aboutissant à 2 mm du tympan artificiel du mannequin et ne quittant plus cette position tout au long de nos mesures.

Par souci de rigueur, la distance tragus / haut-parleur (50 cm) ainsi que l'angle de diffusion des stimuli par rapport au plan sagittal (45°) ont toujours été respectés. La résonance naturelle de l'oreille externe (GNO) a été régulièrement mesurée pour s'assurer du bon positionnement de l'extrémité de la sonde (Figures 3a & 3b).

Les figures extraites de notre première publication dans les Cahiers de l'Audition en 1990, ont été réalisées à l'aide d'un équipement **Rastronics CCI 3/10** et les mesures plus récentes ont été réalisées avec l'équipement **Otometrics Free Fit**.

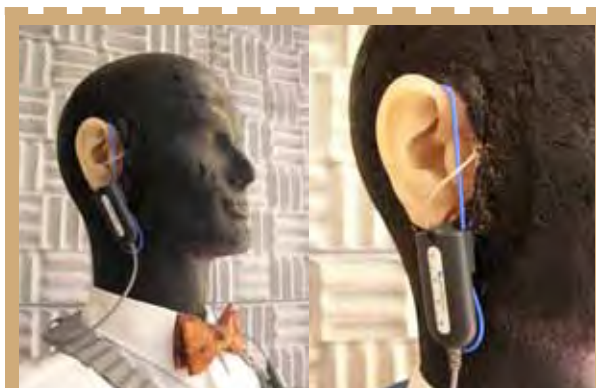


Fig. 3 a & b : vues du montage expérimental utilisé pour la réalisation de l'essentiel des mesures présentées dans ce dossier.

Le coupleur auriculaire

Définissons tout d'abord les caractéristiques de la connexion de l'aide auditive à l'oreille externe. Cette liaison va directement impacter le flux amplifié apporté par l'ACA. Dans la littérature, nous rencontrons différentes appellations telles que « jonction endo-auriculaire », « conduit acoustique », « jonction acoustique », « coupleur auriculaire », « coupleur acoustique », etc. Nous utiliserons le terme « **COUPLEUR AURICULAIRE** » proposé par le B.I.A.P. (recommandation 06.3).

Dans le cas d'un appareillage par voie électro-acoustique, nous pouvons considérer que ce couplage commence au niveau de la membrane de l'écouteur et se termine au niveau de la membrane tympanique. La longueur totale du coupleur auriculaire sera très différente selon qu'il s'agisse d'un contour d'oreille (environ 75 mm pour le BTE ou le RITA), d'un intra-auriculaire ou d'un contour à écouteur déporté (à peine 5 à 10 mm). Ces deux types d'appareillage seront donc traités séparément.

La dernière partie de l'article sera consacrée à l'**audiométrie IN SITU**, autre véritable progrès qui permet de mesurer l'audition en incluant l'impact réel des caractéristiques du couplage auriculaire et de l'écouteur qui sera utilisé lors de la correction auditive.

Les corrections acoustiques appliquées au contour d'oreille (bte & rita)

Une des particularités du contour d'oreille traditionnel (**BTE** = Behind The Ear ou **RITA** = Receiver In The Aid = BTE avec microtube) par rapport au contour à écouteur déporté (RITE ou RIC) ou à l'INTRA, est la différence de distance entre la membrane de l'écouteur et le tympan. La longueur et les caractéristiques physiques de cette « tuyauterie », auront forcément un impact sur la courbe de réponse (Figure 4).

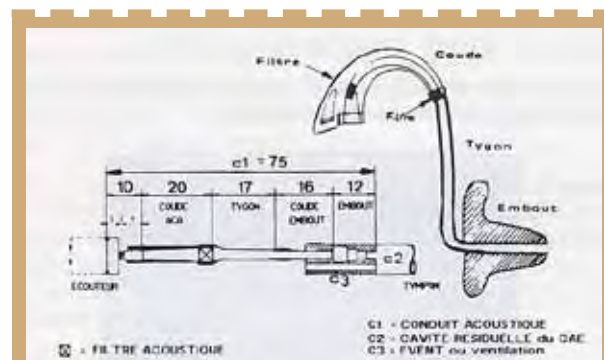


Fig. 4 : développement du coupleur auriculaire d'un ACA de type BTE.

Il est convenu d'appeler :

- cavité C1 : le conduit acoustique (ligne de transmission du signal amplifié),
 - cavité C2 : la cavité résiduelle du CAE après insertion de l'embout,
 - cavité C3 : l'évent ou ventilation (ligne de transmission acoustique).
- Dans cette configuration, les principaux composants sur lesquels nous pouvons intervenir sont le coude de l'ACA, les filtres, le tygon (tube ou tuyau), l'embout et l'évent. Nous verrons au fil de nos mesures et de nos descriptions que chacun de ces composants permet d'agir sur les courbes de réponse.



I.1. Le coude de l'ACA

Premier maillon du coupleur auriculaire, le coude de l'ACA est caractérisé par sa **forme**, son **volume**, son **diamètre** et sa **longueur**. C'est également l'endroit privilégié pour disposer les filtres acoustiques et/ou de protection de l'écouteur.

I.1.1. L'effet HORN

Chaque fabricant a développé une série de coudes aux caractéristiques acoustiques bien définies, utilisant par exemple « l'effet horn ». Horn signifie « trompe, cor » ou plus précisément pavillon d'instrument de musique dans notre application. Les dimensions progressivement croissantes du « coude à effet horn » favorisent la **propagation des fréquences aiguës**.

Nous disposons également de différentes courbures et longueurs de coudes permettant d'optimiser le positionnement de l'ACA sur le haut du pavillon. Si ce choix s'effectue essentiellement pour des raisons esthétiques et ergonomiques, il ne faut pas perdre de vue son impact sur la courbe de réponse.

I.1.2. Les coudes KILLION

À l'époque héroïque des ACA analogiques aux possibilités de réglages manuels très limitées, Mead KILLION conçut et commercialisa une série de coudes aux caractéristiques acoustiques particulières, réservés aux cas d'appareillages relativement compliqués. Il s'agissait de coudes « PASSE-BAS », « PASSE-HAUT », « COUPE-BANDE » et « PASSE-BANDE ».

Le plus astucieux des coudes KILLION fut le coude « ER 12-2 » qui permettait d'appareiller une perte auditive dont le 2000 Hz bien ou mieux conservé, ne demandait que peu d'amplification. Les courbes de la Figure 5 illustrent cette application.



Fig. 5 : effet du coude KILLION 12-2 sur la courbe de réponse.
Courbe verte : ACA avec son coude d'origine
Courbe jaune : le même ACA avec le coude KILLION ER 12-2

Pour obtenir l'effet souhaité, ces coudes étaient raccordés aux embouts à l'aide de tygons prémoulés spécifiques (Figure 6).

L'effet acoustique était réellement spectaculaire mais, étant très volumineux, ces coudes n'étaient pas esthétiques. Lorsque la programmation fut informatisée (Bernafon PHOX P4 - 1987), leur utilisation fut moins justifiée. C'est donc essentiellement pour

l'intérêt historique et en hommage au talent inventif de Mead KILLION que nous les mentionnons.



Fig. 6 : exemples de coudes KILLION et leurs raccords.

I.2. Les filtres acoustiques

Tout comme une résistance électrique modifie le passage du courant électrique, un filtre acoustique modifie, pour une fréquence déterminée, la propagation de la pression acoustique. Dans tous les systèmes, qu'ils soient électriques, mécaniques ou acoustiques, l'impédance correspond à l'opposition que rencontre un courant d'énergie au travers d'un élément. L'impédance acoustique ou valeur d'atténuation, s'exprime en Ohms acoustiques. Un Ohm acoustique correspond au déplacement d'un cm³ d'air par seconde pour une pression de 1 dyne/cm².

Le premier objectif du filtre acoustique est l'amortissement (damping) de certaines pointes de résonances résultant de couplages acoustiques. Les plus caractéristiques étant les résonances de l'écouteur et les résonances apparaissant dans le système de propagation du son.

Le filtre peut également avoir un rôle de protection de l'écouteur. Son obstruction, par une remontée d'humidité dans le tygon, représente une des pannes les plus fréquentes. En cas de contrôle d'un ACA complètement muet, la première étape (après avoir vérifié la pile) est de **toujours écouter l'ACA à la sortie immédiate de l'écouteur**, excluant la présence du coude ou du filtre de protection si le coude n'est pas démontable.

D'un point de vue pratique, l'endroit le plus indiqué pour disposer un filtre acoustique est à la sortie du coude de l'ACA. Toutefois, la position du filtre dans le coupleur auriculaire influence son impact sur la courbe de réponse (Figure 7).

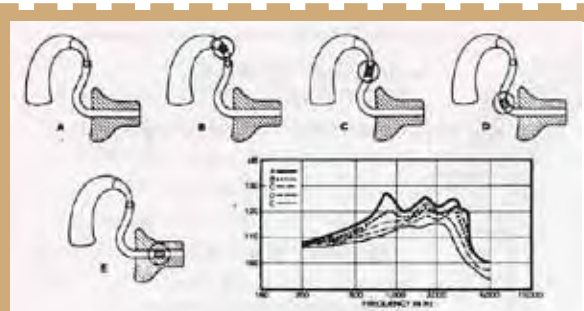


Fig. 7 : influence d'un filtre acoustique en fonction de sa position dans le coupleur auriculaire.

Nous retiendrons que **plus le filtre se trouve à l'extrémité du coupleur auriculaire, plus important est son effet**, mais plus important aussi sera le risque d'obstruction.

Les filtres acoustiques sont principalement de deux types : les filtres en matériaux absorbants et les filtres qui modifient le diamètre de passage du son.

Les filtres KNOWLES de type « pierres à briquet » furent très utilisés. Leur impédance acoustique est identifiable par un code de couleur.

Exemples de valeurs d'impédance acoustique et leurs codes de couleurs :

330 ohms	filtre GRIS
680 ohms	filtre BLANC
1000 ohms	filtre BRUN
1500 ohms	filtre VERT
2200 ohms	filtre ROUGE
3300 ohms	filtre ORANGE
4700 ohms	filtre JAUNE

Les filtres de type « valve » et « réducteur » sont pour la plupart en matière synthétique (filtre étoile ou toile à trame très fine) ou en matière métallique. Plus le passage du son sera réduit, plus importants seront les effets sur la courbe de réponse, mais plus important aussi sera le risque d'obstruction.

Pratiquement, nous attendons d'un filtre que ses caractéristiques acoustiques soient reproductibles et identifiables, qu'il ne se bouche pas trop facilement et que son remplacement soit aisé.

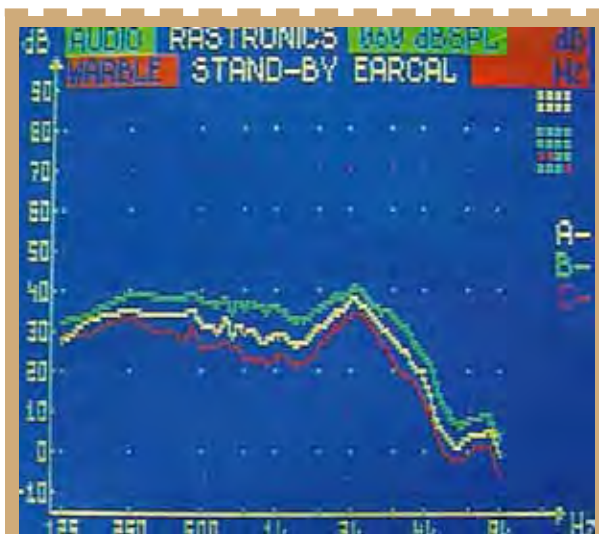


Fig. 8 : exemples d'atténuations obtenues en utilisant des filtres acoustiques KNOWLES de type « pierre à briquet ».
 Courbe verte : filtre de 1500 ohms
 Courbe jaune : filtre de 2200 ohms
 Courbe rouge : filtre de 4700 ohms

I.3. Le TYGON

Le tygon (tube, tuyau) est la portion du coupleur auriculaire comprise entre le coude de l'ACA et l'embout, nom donné par un fabricant, la firme américaine Sigmatour.

Le tygon sera raccordé à l'embout soit par un « coude équerre » soit par un « tygon prémoulé » d'une seule portion.

S'il est vrai que le remplacement du tygon est plus aisé en utilisant un coude dur ou équerre, retenons que ce mode de raccordement a une influence sur la courbe de réponse. Nous remarquons en effet

(Figure 9) que les fréquences aiguës sont mieux restituées lorsque le raccordement de l'ACA à l'embout est réalisé à l'aide d'un tygon prémoulé. Le raccordement par tygon prémoulé est également plus esthétique que par coude-équerre.

Idéalement le tygon doit être maintenu dans l'embout **par serrage et non par collage**. Si le collage ne peut être évité (embout très court et/ou diamètre de perçage trop important), la colle, de type cyanoacrylate, sera infiltrée **à l'extrémité** de l'embout (entre le tygon et l'embout). En cas de remplacement d'un tygon collé, il est très simple de le décoller en introduisant à l'extrémité de l'embout une mèche de 2,5 mm que l'on fait tourner manuellement (mèche montée sur un « porte-mèche à main »).

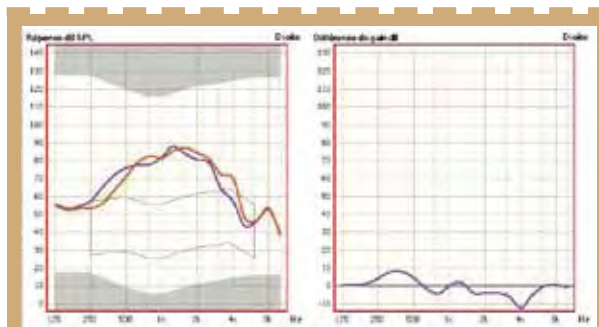


Fig. 9 : impact du mode de raccordement de l'ACA à l'embout.
 Courbe rouge : tygon raccordé à l'embout par un « tygon prémoulé »
 Courbe bleue : tygon raccordé à l'embout par un « coude-équerre »
 Graphique de droite : écarts entre les deux courbes.

Comme en témoigne la courbe de la Figure 10, l'influence du tygon et de son prolongement jusqu'à l'extrémité de l'embout sont donc loin d'être négligeables.

I.3.1. Matière du TYGON

La matière du tygon peut influencer la courbe de réponse. Mais, en pratique, notre choix se limite aux matériaux proposés par les fournisseurs. L'utilisation d'un tygon en silicone (anti condensation) est conseillée lorsque l'on constate une obstruction fréquente par excès d'humidité dans le CAE.

Au fil des mois d'utilisation, le durcissement du tygon aura une influence, non seulement sur le bon positionnement de l'aide

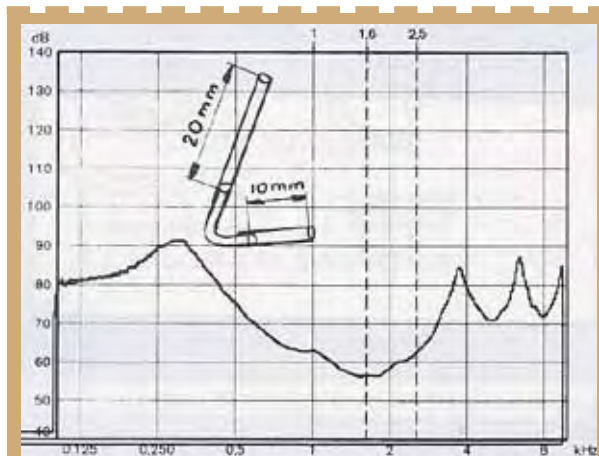


Fig. 10 : impact de la cavité C1 d'un BTE sur un balayage horizontal de 80 dB SPL.



auditive sur le pavillon, mais aussi sur la transmission du son. Figure 11, nous observons un exemple de modification de la courbe de réponse due uniquement au durcissement du TYGON.

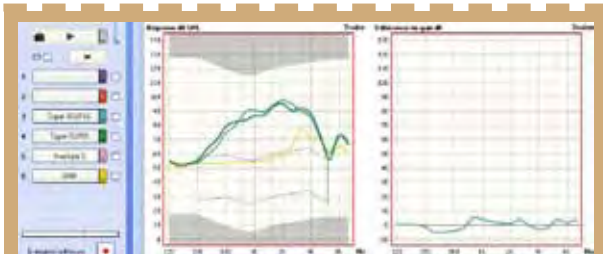


Fig. 11 : influence du durcissement du tygon sur la courbe de réponse
 Courbe verte : ACA dont le tygon a durci après quelques mois d'utilisation
 Courbe bleue : même ACA après remplacement du tygon

1.3.2. Diamètre du TYGON

Nous observons une importante atténuation des fréquences moyennes et aiguës lorsque l'on utilise un tygon de très faible diamètre. Par rapport au tygon traditionnel de 2 mm de diamètre intérieur, le pic de résonance se décale vers les fréquences inférieures lorsque le diamètre diminue (Figure 12).

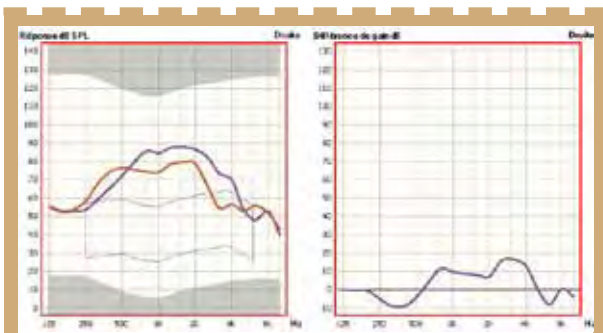


Fig. 12 : influence du diamètre du tygon sur la courbe de réponse. Mesures effectuées sur des embouts non ventilés.
 Courbe rouge : tygon de 0,7 mm de diamètre intérieur
 Courbe bleue : tygon de 2 mm de diamètre intérieur

Ces courbes ont bien sûr été relevées avec des embouts obturant complètement le CAE. En effet, en présence d'un évent, le résultat sera différent puisqu'il dépendra des caractéristiques de la ventilation et de l'embout (diamètre, longueur, forme).

En 2003, le constructeur danois GN ReSound eut l'excellente idée de remplacer le tygon traditionnel de 2 mm par un tygon prémoulé de très petit diamètre (tube capillaire, microtube ou life tube) adapté au CAE à l'aide de **dômes** de différents modèles ou de **micro-embouts** sur mesure (contour RITA = Receiver In The Aid).

Ce fut le premier pas vers une nouvelle génération d'aides auditives qui déboucha plus tard sur l'appareillage à écouteur déporté (RITE = Receiver In The Ear ou RIC).

De par sa discrétion remarquable et grâce à un traitement du signal judicieusement adapté aux particularités acoustiques du microtube, nous disposons pour la première fois d'une solution permettant d'appareiller les pertes légères. Cette nouvelle génération d'ACA était à la fois confortable, discrète et efficace. La preuve de son intérêt fut la rapidité à laquelle l'idée fut reproduite par l'ensemble des constructeurs !

Retenons que, théoriquement, l'utilisation d'un dôme ouvert ne permet pas d'obtenir une amplification aux fréquences inférieures à 1500 Hz. En effet, l'ouverture du CAE empêche la stabilisation de l'énergie basse fréquence apportée au tympan avec, dans un CAE complètement ouvert, un impact jusqu'à 2000 Hz. La principale indication d'un tel montage est donc **théoriquement** l'appareillage de pertes légères à moyennes sur les fréquences aiguës. Nous verrons plus loin que cette théorie peut être remise en question.

Retenons que dans une configuration complètement ouverte, le flux direct n'étant plus prévisible, les mesures in vivo sont plus que jamais indispensables si l'on s'inquiète de connaître l'énergie sonore atteignant réellement le tympan. Notons également qu'en présence d'un CAE étroit partiellement obturé par le volume de l'écouteur, nous pouvons obtenir des gains aux fréquences inférieures à 1000 Hz avec certains RITE de dernière génération.

1.3.3. Le LIBBY Horn

La longueur du tygon est partiellement imposée par les dimensions du pavillon, mais il est possible d'en modifier la forme en utilisant par exemple le « LIBBY horn ». Il s'agit d'un tygon prémoulé dont le diamètre interne passe de 2 mm à la sortie du coude de l'ACA, pour atteindre 3 ou 4 mm à l'extrémité de l'embout. Dans sa description originale, un filtre de 1500 ohms est placé à la sortie du coude de l'ACA (Figure 13).

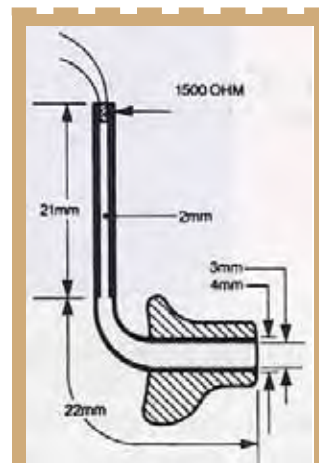


Fig. 13 : Description du LIBBY horn.

Son profil évasé favorise la propagation des fréquences aiguës par rapport au conduit prémoulé de diamètre constant (Figure 14). Le LIBBY Horn est très efficace mais n'est utilisable que dans des CAE assez volumineux. Si nécessaire et si possible, le principe de « l'effet horn » peut aussi être appliqué aux montages par tygon classique et microtube en évasant l'extrémité de l'embout en forme de pavillon de trompette.

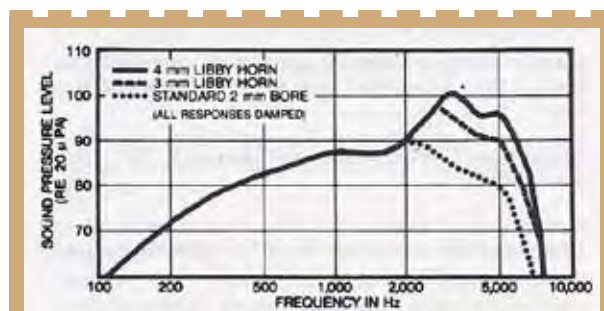


Fig. 14 : Effets du LIBBY horn sur la courbe de réponse.

Si l'on inverse le montage en passant d'un grand diamètre à un plus petit diamètre, on défavorise le transfert des fréquences aiguës. C'est ce qui explique la modification de la courbe de réponse lorsque l'on utilise un coude équerre pour raccorder le tygon à l'embout plutôt qu'un tygon « prémoulé » (Figure 9).

I.4. Les coudes d'embouts

Si on opte pour le raccordement du tygon à l'embout par coude dur, nous avons le choix entre différents modèles, qui vont du traditionnel « coude-équerre » au « coude BAKKE » ou « BAKKE Horn » qui exploite l'effet horn (Figure 15).

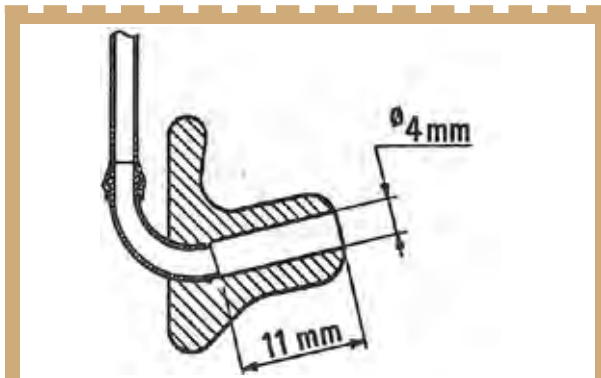


Fig. 15 : Description du « BAKKE Horn »

Il est évident que les nombreuses possibilités offertes par l'informatisation des réglages et la numérisation du signal ont relativisé l'intérêt des corrections précitées.

I.5. L'embout auriculaire

La dernière partie de la cavité C1 est l'embout auriculaire. La qualité de l'embout et le choix judicieux de ses caractéristiques acoustiques, contribuent largement à la réussite de l'appareillage. Un embout inconfortable, inesthétique, difficile à positionner correctement ou mal « accordé » aux particularités de la déficience auditive, est souvent à l'origine d'un échec d'appareillage. Au niveau des corrections acoustiques, nous pouvons intervenir sur la **longueur**, le **positionnement**, la **forme** et la **matière** de l'embout.

I.5.1. Longueur de l'embout

En modifiant la **longueur de l'embout**, nous agissons principalement sur :

- la longueur du canal par lequel s'achemine le son amplifié,
- la surface de l'embout en contact avec le CAE,
- le volume de la cavité résiduelle,
- la longueur de l'évent.

En cas d'embout fermé, **plus il est long, plus importante sera l'énergie sonore globale et la reproduction des basses fréquences** (Figure 16).

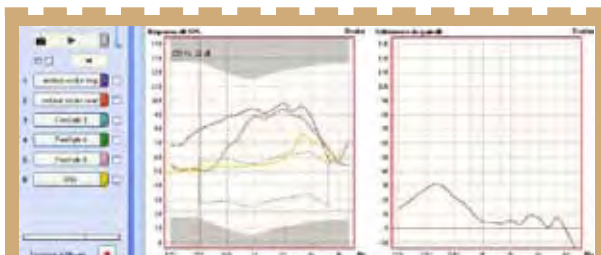


Fig. 16 : impact de la longueur de l'embout sur la courbe de réponse.

Courbe rouge : embout fermé COURT (5 mm)
Courbe bleue : embout fermé LONG (20 mm)

De la longueur de l'embout dépendront aussi la longueur et donc l'influence de l'évent. Cet aspect essentiel des corrections acoustiques sera évoqué dans la partie relative à l'appareillage RITE (ou RIC).

Evaser l'extrémité d'un embout que l'on souhaite long et obturant, permet d'augmenter le volume de la cavité résiduelle du CAE et donc de récupérer une partie du GNO.

Si, de par sa longueur, l'embout recouvre entièrement la zone fibro-cartilagineuse du CAE, cela peut avoir un effet bénéfique sur « l'effet d'occlusion ».

À ce propos, rappelons les différences fondamentales entre « effet d'occlusion » et « effet d'autophonation ».

I.5.2. « Effet d'occlusion » versus « Effet d'autophonation »

L'EFFET D'OCCCLUSION

L'**effet d'occlusion** (également appelé **autophonation passive**) résulte de la modification de la perception de sa propre voix due à l'obstruction partielle ou complète du CAE. Ce phénomène, **indépendant de l'amplification apportée par l'ACA**, provoque :

1. **Une amplification des basses fréquences** qui se propagent par voie osseuse interne et qui se stabilisent dans la cavité fermée entre l'embout auriculaire et le tympan. Lorsque le CAE est obturé, cette énergie basse fréquence va pour se propager, rechercher l'impédance acoustique la plus faible (le tympan et le système auditif) et entraîner une modification de la perception de la propre voix du patient. Ces résonances peuvent être de **plus de 30 dB à 100 Hz** lorsque, par exemple, on prononce un \l/, CAE obturé par un embout non ventilé,
2. **Une atténuation des fréquences aiguës** qui se propagent par voie aérienne externe et dont la perception est **atténuée par l'obstruction du CAE**. Entre 2500 et 4000 Hz, cette atténuation peut dépasser 30 dB !

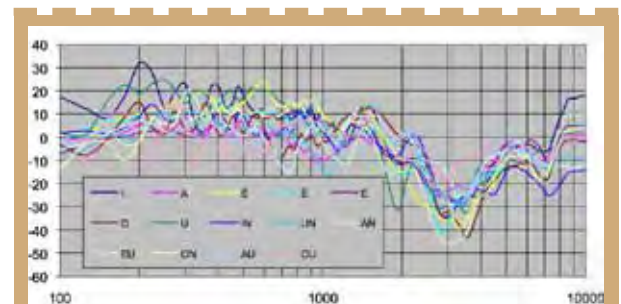


Fig. 17 : différences entre les niveaux de pression mesurés en fond de CAE en fonction des voyelles prononcées (CAE fermé moins CAE ouvert).

Les courbes de la Figure 17 représentent les écarts entre les niveaux de pression mesurés en fond de conduit (CAE fermé moins CAE ouvert) en fonction des voyelles prononcées. La différence mathématique entre ces deux intensités est une façon de quantifier l'effet d'occlusion (Figures 17 & 18).

L'amplification apportée par l'appareillage auditif n'intervenant pas lors de cette mesure, nous pouvons considérer que **l'effet d'occlusion se gère essentiellement par des corrections acoustiques**.

En cas de premier appareillage, afin de procurer un confort suffisant pour que l'appareillage soit **accepté et porté** pendant toute la



« période d'essai », l'effet d'occlusion peut être sensiblement atténué en augmentant le diamètre de l'évent.

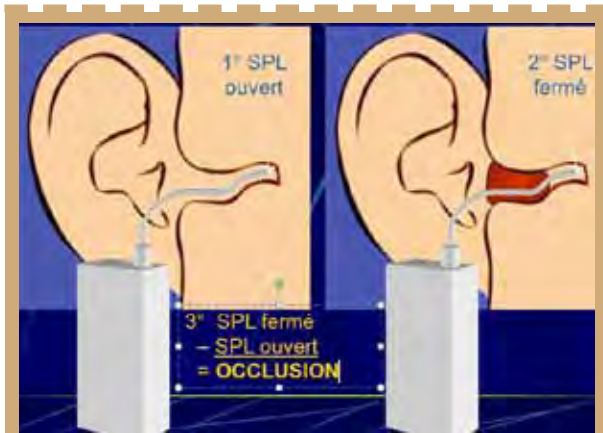


Fig. 18 : Description des conditions de mesures des courbes de la figure 17.

L'EFFET D'AUTOPHONATION

L'effet d'autophonation (ou **autophonation active**) résulte de l'amplification par l'aide auditive de tout ce qui n'était plus correctement perçu, **y compris la propre voix du sujet appareillé**. Ces désagréments ne sont généralement que passagers et **se gèrent essentiellement par des corrections électroniques**.

En début d'appareillage, **l'effet d'autophonation est donc tout à fait normal**. Il ne doit pas nécessairement être évité mais tout simplement être **expliqué et justifié**. Son absence est même anormale et pourrait résulter d'un manque d'amplification !

La « **mesure du CAP** » (Coefficient AutoPhonatoire), décrite dans le tome 3 du *Précis d'Audioprothèse*, permet de déterminer très simplement et très rapidement, si les désagréments signalés par le malentendant appareillé résultent de l'effet d'occlusion ou de l'effet d'autophonation et comment y remédier.

■ 1.5.3. Positionnement de l'embout

Soulignons l'importance du bon positionnement de l'embout dans le CAE. Le choix d'un micro-embout réalisé autour du deuxième coude en cas de positionnement profond, est un élément clé pour limiter l'effet d'occlusion par positionnement près de la structure osseuse. La profondeur d'insertion de l'embout modifiera également le volume de la cavité résiduelle et tous les effets acoustiques qui en dépendent.

Comme nous le rappellerons plus loin, **il est important que l'appareillage auditif soit utilisé dans les mêmes conditions que celles utilisées lors des réglages**. Toute modification du positionnement de l'embout modifiera les courbes de réponse et donc l'efficacité prothétique.

■ 1.5.4. Formes, matière et cavités de l'embout

Nous disposons de nombreux modèles d'embouts, le plus esthétique et le plus confortable étant l'embout « canule » ou « conduit seul ». Mais, si la forme du CAE ne permet pas suffisamment de rétention, le choix se portera sur l'embout avec épaulement partiel « pince de crabe » ou complet de type « squelette ».

En cas de déficience profonde et/ou de risque important d'effet Larsen, l'embout en matière souple, recouvrant l'entièreté de la conque, est parfois recommandé. Bien que l'embout souple se dégrade plus rapidement, certains audioprothésistes le préconisent pour l'appareillage de l'enfant.

Soyons bien conscients que si l'embout se dégage ne fût-ce que légèrement du CAE, la reproduction des moyennes et surtout des basses fréquences sera modifiée. Un manque d'étanchéité ou de maintien dans le CAE aura un impact sur la pression acoustique globale et donc sur l'efficacité de l'appareillage.

Lorsque nous disposons de suffisamment de place, il est possible de creuser dans l'embout des cavités dont le principe sera d'absorber certaines zones fréquentielles. Mais en pratique, ces cavités sont difficiles à réaliser et leurs effets ne sont pas toujours prévisibles. Mead KILLION et John MACRAE ont décrit différentes « cavités d'absorption ». Compte tenu des difficultés de gestion et de leur relatif intérêt depuis que nous disposons d'aides auditives programmables, nous ne nous y attarderons pas. Un exemple de cavité est représenté Figure 19.

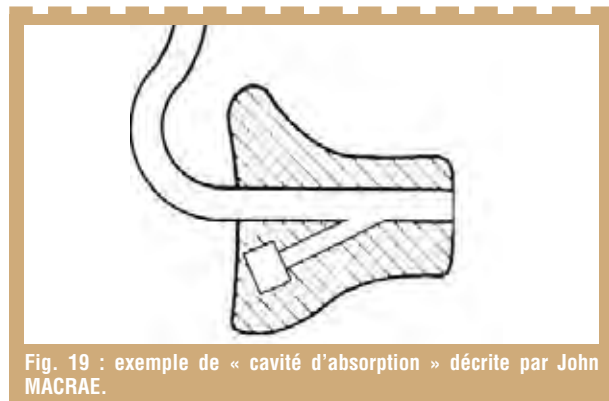


Fig. 19 : exemple de « cavité d'absorption » décrite par John MACRAE.

1.6. L'évent

Obturé par un embout, le CAE est une cavité qui répond aux caractéristiques physiques des tuyaux fermés comparable au résonateur d'HELMHOLTZ.

Pour rappel, ce résonateur acoustique est un solide creux, muni d'un goulot. La cavité et son goulot ont un volume. Le goulot a une certaine section, fermée par un piston. Lorsqu'il est placé dans un champ d'ondes sonores, cet « appareil » produit près de son embouchure une importante amplification, principalement à la fréquence dite de résonance. Ce mode de fonctionnement est analogue à celui d'un système mécanique « masse-ressort ». En revanche, lorsque l'embout est ventilé, il ne s'agit plus d'une cavité fermée aux deux extrémités.

Le dernier maillon du coupleur auriculaire est la « ligne de transmission non amplifiée », c'est-à-dire la **cavité C3 appelée évent**, venting ou ventilation. L'évent va conditionner le flux direct et les fuites acoustiques.

L'évent est la correction acoustique la plus simple à appliquer et celle dont l'impact sur le confort et la courbe de réponse est le plus perceptible. Grâce à l'efficacité des « anti-Larsen » à traitement numérique du signal par opposition de phase (DANAVOX 1998), les possibilités d'aération du CAE ont été largement augmentées. **Il est possible d'agir sur la forme, le diamètre et la longueur de l'évent**.

I.6.1. Principaux effets de l'évent

Les effets de l'évent sont multiples :

- permettre la transmission par voie directe, des fréquences encore correctement perçues, mais aussi des signaux non désirés qui peuvent s'avérer masquants,
- atténuer, voire supprimer, l'effet d'occlusion,
- modifier l'effet des autres corrections acoustiques,
- agir sur l'effet des traitements électroniques (débruiteurs, micro directionnels, traitement binaural, etc.),
- permettre l'aération de la cavité résiduelle du CAE,
- éviter « l'effet bouchon »,
- impacter, par son ouverture, la sensibilité de l'ACA au larsen
- augmenter le confort global de l'appareillage.

I.6.2. « Effet bouchon »

Il arrive que, dans certaines « pertes inversées », les fréquences aiguës soient très bien conservées, en particulier le 6000 et le 8000 Hz. Si l'on adapte, avec un embout fermé ou insuffisamment ventilé, un ACA qui ne restitue pas ces fréquences, nous provoquons un effet de bouchon sur lesdites fréquences aiguës. En règle générale, il est logique de laisser passer par voie naturelle les fréquences qui ne nécessitent pas encore d'amplification. Heureusement, nous disposons actuellement d'ACA qui permettent de restituer et d'amplifier les fréquences supérieures à 8000 Hz.

I.6.3. Types d'événements

Selon le but recherché et la place dont nous disposons, nous réaliserons un événement parallèle, en « Y long », en « W long », en « Y court », en « W court », extérieur « rainuré » ou « spiralé »

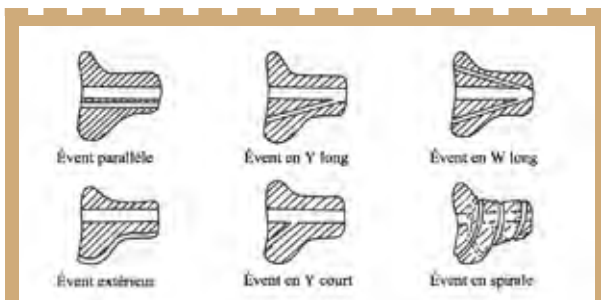


Fig. 20 : principales techniques de ventilation.

Les dimensions physiques de l'évent (couple section-longueur) permettent de définir une colonne d'air présentant une certaine masse acoustique. Ces caractéristiques acoustiques vont définir et borner les propriétés mécaniques de l'évent.

I.6.4. Diamètre de l'évent

En règle générale, **plus le diamètre de l'évent est important, plus importante sera l'atténuation des fréquences inférieures à 2000 Hz** (Figure 21).

Un **évent long de diamètre inférieur à 0,7 mm** n'a pas d'impact sur la courbe de réponse mais apporte déjà du confort et une légère aération de la cavité résiduelle.

Concernant les événements extérieurs (rainurés et spiralés), nous pouvons agir sur la largeur et la profondeur du rainurage. De tels événements sont généralement réalisés lorsqu'il n'y a pas suffisamment de place pour être creusés à l'intérieur de l'embout.

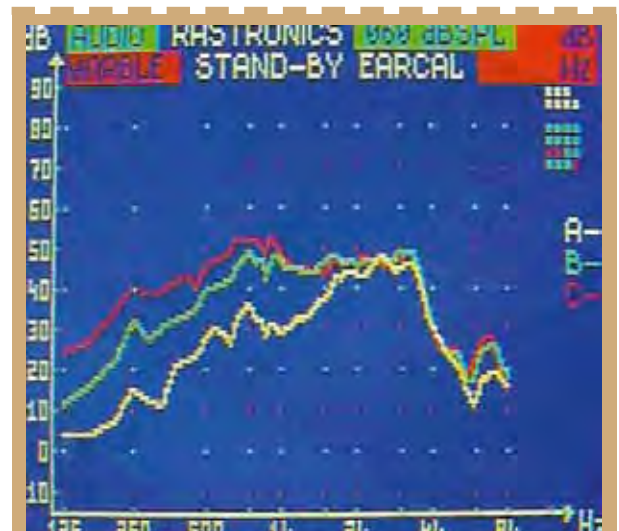


Fig. 21 : exemples d'influence du diamètre de l'évent sur la courbe de réponse

Courbe rouge : embout de 10 mm de longueur, non ventilé

Courbe verte : le même embout avec un événement parallèle de 1,5 mm

Courbe jaune : le même embout avec un événement parallèle de 3 mm

I.6.5. Longueur de l'évent

Plus l'embout est court, plus court sera l'évent et plus ses effets seront prononcés. Nous verrons, dans la partie consacrée à l'appareillage RITE, que cet aspect de la ventilation est particulièrement important. Dans les exemples de la Figure 22, nous constatons d'énormes différences d'effets sur les fréquences inférieures à 2000 Hz.

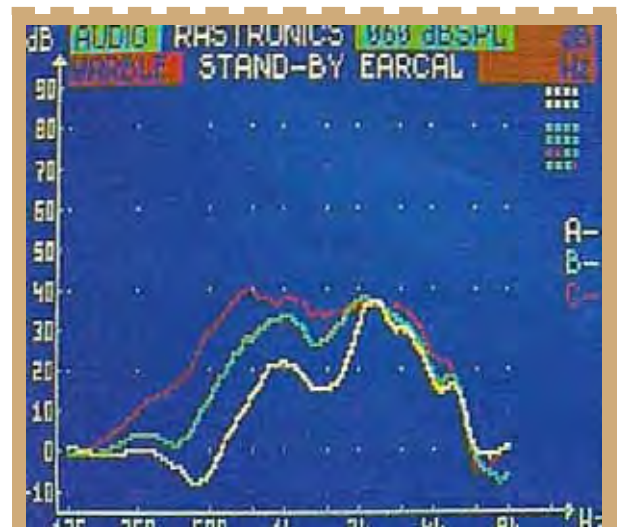


Fig. 22 : influence de la longueur d'un événement de 3 mm

Courbe rouge : embout et événement de 20 mm de longueur

Courbe verte : embout et événement de 10 mm de longueur

Courbe jaune : embout et événement de 5 mm de longueur

I.6.6. Forme de l'évent

Lorsqu'à l'extrémité de l'embout nous manquons de place, nous pouvons faire aboutir l'évent dans la cavité C1 (évent en « V » et en « W »). Cette terminaison unique (canal + événement) permet aussi de limiter le risque d'obstruction (une seule perforation de grand diamètre se bouche moins vite que deux de petits diamètres).



Les événements en « V » et en « W » courts provoquent une réduction supplémentaire et globale du gain prothétique (Figure 23).

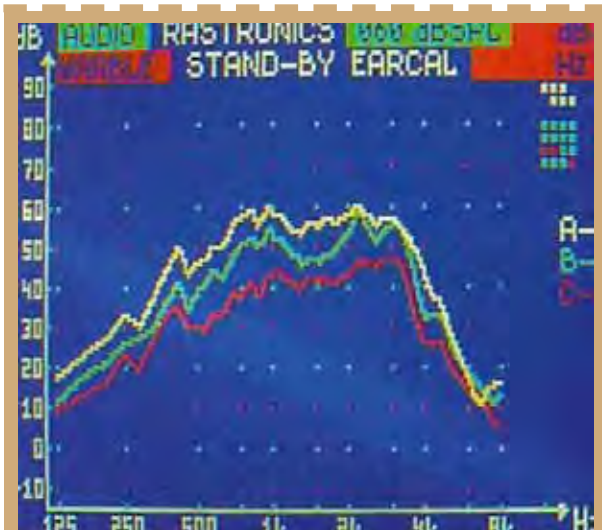


Fig. 23 : influence du type d'événement sur la courbe de réponse
 Courbe jaune : embout de 20 mm et événement parallèle
 Courbe verte : embout de 20 mm et événement Y long
 Courbe rouge : embout de 20 mm et événement Y court

A l'intérieur de l'événement peuvent être creusées des CAVITÉS dont le rôle est d'absorber certaines fréquences. L'effet de l'événement peut aussi être modifié par l'insertion de filtres ou de fibres synthétiques. Ces deux techniques sont toutefois très peu utilisées.

Soyons surtout bien conscients que, plus l'événement est court et/ou plus son diamètre est important, plus l'efficacité des microphones directionnels, des débruiteurs et autres traitements du signal, est atténué voire neutralisé !

1.7. L'embout OUVERT

La ventilation extrême correspond à utiliser un embout « ouvert ». Il permet d'appareiller **avec succès en milieu calme**, les déficiences auditives ne nécessitant aucune amplification des basses fréquences.

MAIS, en milieu bruyant, l'embout ouvert ou largement ventilé n'a pas que des avantages. Non seulement il réduit ou annule les effets de certains progrès technologiques, mais **il laisse aussi passer, par voie directe, les fréquences graves caractérisant le bruit ambiant.** Ces fréquences, encore naturellement et correctement perçues, peuvent provoquer un masquage des fréquences pertinentes de la parole et de ce fait dégrader, parfois considérablement, l'efficacité de la correction prothétique. Si cette hypothèse est retenue **et si l'appareillage auditif adapté dispose de systèmes de débruitage efficaces**, il faudrait alors utiliser des embouts fermés ou très légèrement ventilés ! Auquel cas, une gestion rigoureuse des fréquences graves doit permettre de compenser l'occlusion provoquée par la fermeture de l'embout.

L'embout ouvert apportera un confort et une acceptation immédiate mais, bien géré, l'appareillage avec embout fermé ou légèrement ventilé, devrait apporter à terme plus d'efficacité en milieu bruyant.

Appareillage des déficiences auditives aux fréquences graves bien conservées, avec embouts ouvert ou fermé... deux écoles... à chacune ses vérités !

Le tygon prémoulé et l'embout ouvert furent décrits et utilisés lors des premiers appareillages CROS vers la fin des années 50. A l'époque ce montage s'effectuait généralement à l'aide de lunettes auditives permettant de maintenir un tygon prémoulé dans le CAE (Figure 24). Les limites d'utilisation et d'amplification étaient déterminées par l'apparition de l'effet Larsen, problème aujourd'hui résolu grâce aux excellentes performances des « anti-Larsen actifs ».



Fig. 24 : « lunettes auditives » (Rexton CE 13) jadis utilisées pour réaliser des appareillages ouverts à l'aide d'un simple tygon prémoulé.

Les micro-contours, qu'ils soient adaptés par tube capillaire ou à l'aide d'écouteurs déportés, sont parfois erronément assimilés à « l'appareillage OPEN ». En réalité **nous parlons d'appareillage OUVERT lorsque l'on conserve la quasi-totalité de la résonance naturelle du CAE** (GNO ou REUR). Les courbes de la Figure 25 représentent les GNO d'un CAE large dans différentes conditions d'obstruction (tygon prémoulé 2 mm vs microtube avec dôme ouvert vs RITE avec dôme ouvert). Nous constatons que **si le CAE est volumineux, le GNO n'est quasiment pas modifié.**

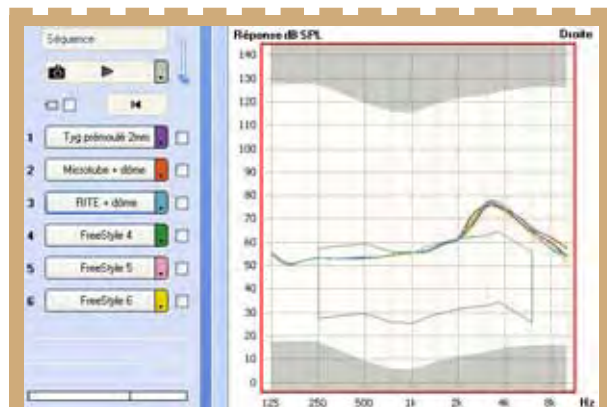


Fig. 25 : Mesure de la modification de résonance naturelle d'un CAE large par la présence d'un tygon prémoulé, d'un microtube et d'un écouteur déporté.
 Courbe 1 : CAE + tygon prémoulé
 Courbe 2 : CAE + microtube + dôme ouvert
 Courbe 3 : CAE + écouteur déporté + dôme ouvert
 Courbe 4 : Résonance naturelle du CAE complètement dégagé.

Par contre **dans un CAE très étroit**, la simple présence d'un écouteur modifie le volume de CAE et donc sa fréquence de résonance (Figure 26). Dans le cas d'un CAE étroit, c'est en utilisant un dôme monté sur un microtube que nous répondons au mieux aux **conditions d'occlusion minimale.**

Lorsque cette condition de récupération maximale du GNO n'est pas obtenue, nous ne sommes plus dans l'esprit d'un véritable **appareillage OUVERT** et nous parlerons plutôt d'appareillage à **ouverture maximale** du CAE.

Pour évaluer le niveau d'occlusion, il suffit tout simplement de comparer la résonance du CAE dégagé (GNO ou REUR) et celle du CAE en présence de l'ACA éteint.

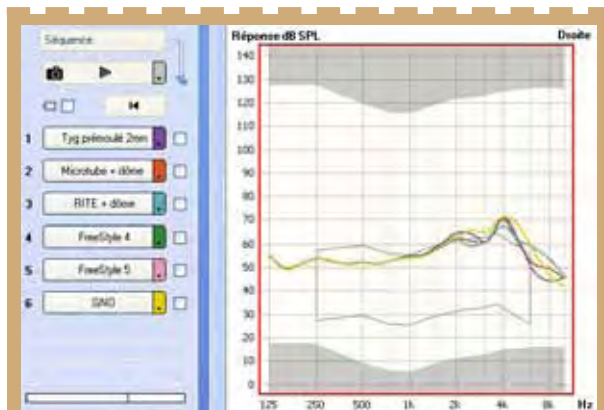


Fig. 26 : Mesure de la modification de résonance naturelle d'un CAE étroit par la présence d'un tygon prémoulé, d'un microtube et d'un écouteur déporté.

Courbe 1 : CAE + tygon prémoulé
 Courbe 2 : CAE + microtube + dôme ouvert
 Courbe 3 : CAE + écouteur déporté + dôme ouvert
 Courbe 4 : Résonance naturelle du CAE complètement dégagé.

En cas d'appareillage ouvert, la dispersion d'énergie sonore est telle que nous constatons une **impossibilité d'amplifier les fréquences dites graves**. Soyons également bien conscients que les effets réels de modifications apportées aux réglages, seront bien souvent très différents des courbes annoncées par le logiciel de programmation (Fig. 27).



Fig. 27 : effet de l'embout ouvert sur les modifications de réglages prothétiques.

Courbe rouge : modification des réglages HF,
 Courbe verte : modification des réglages MF,
 Courbe jaune : modification des réglages BF.

L'énergie sonore globale parvenant au tympan (flux amplifié + flux direct) est totalement imprévisible. Ces observations ne font que confirmer l'intérêt de mesures in vivo et en champ libre.

Notons également que **si une portion du signal amplifié s'échappant du CAE est captée par le microphone de référence, la mesure in vivo sera perturbée si une procédure de mesure spécifique à l'appareillage ouvert n'a pas été prévue et enclenchée.**

Dans une configuration complètement ouverte, il n'existe aucun contrôle du flux direct. L'énergie globale au niveau du tympan sera fonction de ce flux d'énergie non contrôlé, diluant ou annulant l'ensemble des algorithmes de l'ACA (flux amplifié), et ceci d'autant plus que l'ambiance est bruyante. La performance des microphones directionnels sera elle aussi largement atténuée.

Comme déjà signalé, pour préserver les performances électroniques de traitement du signal, il est possible de changer radicalement de tactique en utilisant un embout peu ou pas ventilé. Dans ce cas le dosage du flux amplifié doit s'effectuer avec une beaucoup plus grande précision. De plus, le sujet doit être bien informé et prêt à accepter les désagréments passagers provoqués par l'occlusion du CAE. L'importance de ces désagréments est prévisible puis qu'elle est proportionnelle à l'effet d'occlusion. Une mesure de l'effet d'occlusion permet de déterminer la stratégie d'appareillage.

La **profondeur d'insertion** d'un embout ouvert dans le CAE peut modifier la courbe de réponse. Selon certains auteurs, plus l'extrémité de l'embout est proche du tympan, meilleure sera l'amplification des fréquences inférieures à 1500 Hz. En revanche, à partir d'une certaine profondeur d'insertion, la restitution des fréquences très aiguës chute sensiblement (Figure 28). La profondeur idéale d'insertion serait **théoriquement** de 8 mm. Or nous avons mesuré qu'en présence d'un embout ouvert, quels que soient les réglages de l'ACA, nous obtenons rarement une amplification en dessous de 1000 Hz. Dans la partie consacrée à l'appareillage par écouteur déporté (RITE ou RIC), nous présentons des résultats sensiblement différents obtenus en fonction de la profondeur d'insertion de l'écouteur dans le CAE.

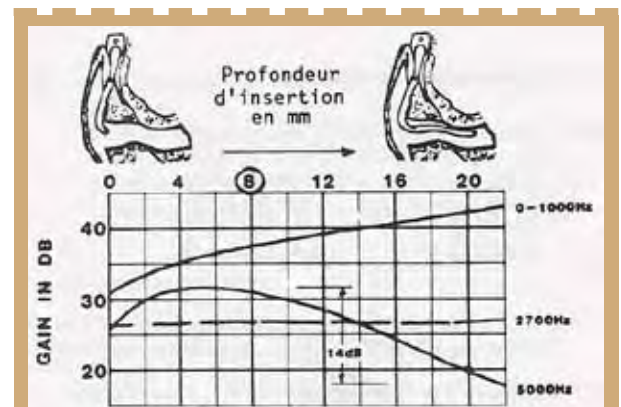


Fig. 28 : impact théorique de la profondeur d'insertion d'un embout ouvert (tygon prémoulé de 2 mm) sur la courbe de réponse.

Compte tenu de tout ce qui vient d'être décrit sur la diversité et l'efficacité de ses effets, l'évent peut être considéré comme la correction acoustique la plus importante et la plus simple à gérer. Nous pourrions donc suggérer que, sauf exception, il faut toujours prévoir un minimum de ventilation.



En effet :

- s'il s'avère inutile, il est beaucoup plus simple de reboucher un événement que de le créer s'il n'a pas été prévu d'origine,
- il est très facile d'augmenter le diamètre d'un événement déjà présent,
- lorsque l'événement n'est pas demandé à la fabrication, le conduit de passage du tygon risque d'être perforé au centre de l'embout laissant peu de place à la création ultérieure d'un événement,
- un événement long de diamètre inférieur à 0,7 mm ne modifie pas la courbe de réponse, mais a toujours des effets bénéfiques pour l'utilisateur (confort d'écoute et aération de la cavité résiduelle du CAE),
- ventiler permet d'éviter « l'effet bouchon »,
- en agissant sur l'événement on atténue l'effet d'occlusion,
- les fréquences encore audibles ainsi que certains indices acoustiques développés et utilisés avant appareillage, ont souvent intérêt à être conservés. Dégrader ces éléments acoustiques naturels et bénéfiques par l'insertion d'un embout et ensuite tenter de les compenser par des corrections électroniques n'est en principe pas très logique.

Les corrections acoustiques appliquées à l'intra et au rite (ric)

L'étendue des applications, les qualités acoustiques et surtout l'aspect esthétique remarquable des appareillages à écouteur déporté, ont réellement révolutionné l'appareillage auditif vers le début des années 2000. Notons toutefois que dès 1984, PHILIPS fut le précurseur des écouteurs déportés. Mais hélas, la fragilité de la liaison filaire du modèle AD 448 EX, a compromis son succès.

Pour parler d'écouteur déporté, nous utilisons l'abréviation RITE (Receiver In The Ear) équivalente à RIC (Receiver In the Canal).

Les points communs à l'intra-auriculaire (INTRA) et à l'appareillage RITE, sont la proximité de l'écouteur par rapport au tympan ainsi que la vulnérabilité de l'écouteur.

Le principal avantage de l'INTRA par rapport au RITE est le positionnement du microphone au centre de la conque ou mieux encore dans le méat (intra profond). Dans ce cas, le signal à l'entrée du micro bénéficie de la pré-amplification et de la mise en forme du signal, apportées par la résonance du pavillon, de la conque et de l'entrée du CAE. Cette « précorrection acoustique d'entrée » étant amplifiée, cela peut représenter un atout majeur en termes de gain prothétique et de localisation spatiale.

Par contre l'ACA étant entièrement logé dans le CAE, accroît le risque de panne, complique et limite l'application de certaines corrections acoustiques et ne permet pas de répondre aux véritables conditions de l'appareillage ouvert.

Quant à l'éloignement des microphones et de l'écouteur d'un montage RITE, il ne modifie en rien l'apparition d'un « Larsen acoustique ». En effet, le chemin acoustique responsable du larsen est le même pour une configuration BTE, RITA ou RITE. Le RITE permet d'éviter le « Larsen mécanique » qui peut apparaître lorsque, par défaut d'isolation, les vibrations mécaniques de l'écouteur se communiquent au(x) microphones(s).

I.8. Protection de l'écouteur

Comme pour l'INTRA, le point faible du RITE est le risque de panne par obstruction ou dégradation de l'écouteur. Alors faut-il faire l'impasse sur ces véritables progrès ou trouver des solutions au problème de vulnérabilité de l'écouteur ?

Les possibilités actuelles d'amplification des appareillages RITE et INTRA étant très étendues, c'est principalement à l'issue de l'anamnèse, de la prise d'empreinte et de l'audiométrie tonale que la décision de choix prothétique sera prise. Elle dépendra du profil et du volume du CAE, de l'abondance et de la consistance du cérumen, de l'aptitude à entretenir correctement l'appareillage, de l'importance attribuée à l'aspect esthétique, etc.

Nous n'insisterons jamais assez sur l'importance des informations récoltées lors de l'anamnèse dans la réussite d'un appareillage auditif. Si nous constatons que le conduit auditif ne convient pas à l'adaptation d'un INTRA ou d'un RITE et/ou n'est pas la meilleure solution auditive pour le malentendant, il faut « raison garder » et s'orienter vers un contour traditionnel ou un RITA dont il ne faudrait pas oublier **qu'ils permettent également de réaliser d'excellents appareillages.**

I.8.1.1. Solution au bouchage de l'écouteur par le cérumen

Pour limiter l'introduction de cérumen dans la sortie de l'écouteur et/ou dans son filtre de protection, différents modèles de « pare-cérumen » ont été développés, le « clapet-bouclier » étant **probablement la meilleure technique.**

La pose d'un « petit pont » réalisé en pâte à polymérisation U.V. permet de protéger la sortie de l'écouteur mais ne résout bien évidemment pas tous les problèmes d'obstruction (Figure 29).

Le passage quotidien d'une mini brosse au travers de ce pare-cérumen permet à son utilisateur d'éviter l'accumulation de cérumen (Figure 30). Cette technique peut également être appliquée avec succès à l'INTRA.



Fig. 29 : protection de l'écouteur d'un ACA de type RITE (RIC) et INTRA par un « petit pont » de pâte U.V.



Fig. 30 : le passage quotidien d'une petite brosse facilite l'entretien et réduit le risque de bouchage de l'écouteur.

1.8.1.2. Solution à la dégradation de l'écouteur par l'humidité

En cas d'excès d'humidité, le premier conseil à donner est de ranger l'appareillage dans un boîtier étanche en présence de capsules déshydratantes ou mieux encore, dans un écrin chauffant. Il est également possible de placer un petit filtre à la sortie immédiate de l'écouteur (Figure 31). Ainsi, lorsque le filtre se bouche, l'ACA est présenté en réparation **avant** destruction de l'écouteur.

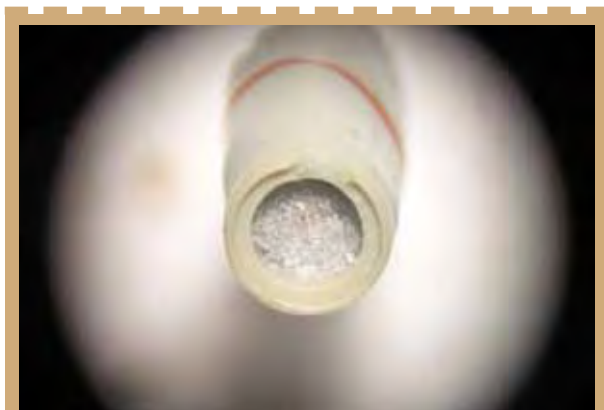


Fig. 31 : en cas d'humidité excessive dans le CAE, un filtre de protection peut être positionné à la sortie immédiate de l'écouteur.

1.9. Corrections acoustiques applicables au RITE (RIC)

Le positionnement de l'écouteur et les caractéristiques d'aération du CAE sont deux paramètres importants en cas d'appareillage par écouteur déporté. L'adaptation se réalisera avec dôme standard ou avec une coque sur mesure (micro-embout).

1.9.1. Dôme vs micro-embout

Tout comme l'appareillage RITA, le RIC ou RITE peut s'adapter à l'aide de dômes standards de différents modèles ou à l'aide de micro-embouts réalisés sur mesure. Chaque technique d'adaptation a ses avantages mais aussi ses limites et ses inconvénients.

Avantages et inconvénients liés à l'utilisation de dômes standards :

- de par son importante possibilité d'aération, le dôme ouvert est une solution qui apporte un énorme confort d'utilisation. C'est l'appareillage OPEN par excellence.
- la parfaite transparence acoustique permet de supprimer l'effet d'occlusion et apporte une tolérance immédiate,
- dans certaines configurations étroites de CAE, le dôme est parfois mieux toléré et présente une meilleure solution d'adaptation et de confort que la coque sur mesure,
- il arrive que le dôme ait tendance à quitter son positionnement correct avec pour conséquences des modifications parfois très importantes des performances auditives et un risque de chute voire de perte de l'ACA,
- des limites d'appareillage sont imposées par la difficulté d'apporter du gain aux basses fréquences et par l'apparition de l'effet larsen,
- étant d'un très petit diamètre, l'extrémité du dôme se bouche facilement, mais a l'avantage de se déboucher et de s'entretenir assez simplement,
- le dôme peut se détendre, se détacher et se retrouver au fond du CAE !

- le choix entre une adaptation par dôme ou par micro-embout se fera sur base d'une bonne otoscopie, d'un bilan auditif complet et d'une prise d'empreinte **toujours recommandée avant d'effectuer une proposition et un choix d'appareillage.**

Avantages et inconvénients liés à l'utilisation de micro-embouts sur mesure :

- il est indispensable que l'écouteur reste dans la position utilisée lors des mesures et des réglages. Toute variation de cette position entraîne une modification parfois importante du gain prothétique. C'est logiquement en appareillant à l'aide de coques sur mesure que la stabilité de l'extrémité du microtube ou de l'écouteur dans le CAE est la mieux garantie,
- idéalement, l'extrémité de l'écouteur doit être dirigée le plus perpendiculairement possible par rapport au tympan. Dans la situation classique d'un CAE « en S », c'est à l'aide d'un embout sur mesure que ce positionnement sera idéalement obtenu et conservé. En utilisant un dôme dans un CAE tortueux, l'extrémité de l'écouteur risque d'être dirigée vers la paroi du CAE (Figure 32),
- rappelons qu'un positionnement profond du micro-embout, autour du deuxième coude, permet de limiter sensiblement l'effet d'occlusion,
- le contrôle du flux direct par le micro-embout, va permettre de mieux bénéficier de l'ensemble des algorithmes de traitement du signal,
- bien qu'actuellement très efficaces, les « anti-larsen » ont leurs limites. A partir d'un certain niveau d'amplification, l'usage du micro-embout est incontournable,
- le placement d'un embout sur mesure est parfois plus aisé que celui d'un dôme,
- appareiller sans embout sur mesure et donc **sans prise d'empreinte**, c'est ouvrir largement la porte à l'appareillage par correspondance ou « **cyber fitting** » !

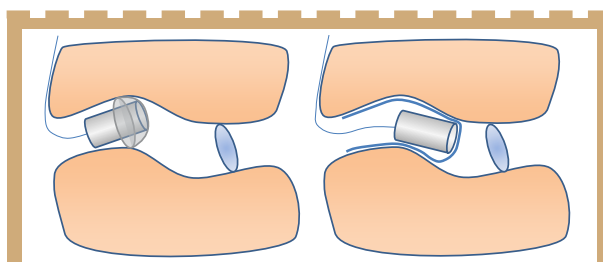


Fig. 32 : idéalement, le son doit se propager en droite ligne par rapport au tympan. En cas de mauvais positionnement, l'amplification peut être très sensiblement modifiée.

1.9.2. Position de l'écouteur dans le CAE

Comme pour l'INTRA, une des particularités de l'appareillage RITE avec coque sur mesure est la proximité de l'écouteur par rapport au tympan. Le gain réel d'insertion dépendra de la distance entre la membrane de l'écouteur et le tympan, ainsi que du volume de la cavité résiduelle du CAE. Ce volume dépendra aussi de la taille de l'écouteur utilisé.

Pour vérifier si les conclusions à tirer étaient les mêmes que pour le BTE et le RITA, nous avons reproduit différentes mesures avec la technologie RITE (RIC).



I.9.2.1. Impact de la position de l'écouteur dans le CAE en cas d'utilisation d'un micro-embout non ventilé

Nous constatons (Figure 33) qu'en présence d'un micro-embout obturant complètement le CAE, plus l'écouteur est proche du tympan, plus importante est l'amplification. En reproduisant l'expérience sur différentes oreilles, nous avons constaté qu'il n'était pas possible de prévoir avec précision l'importance de ces modifications d'amplification.

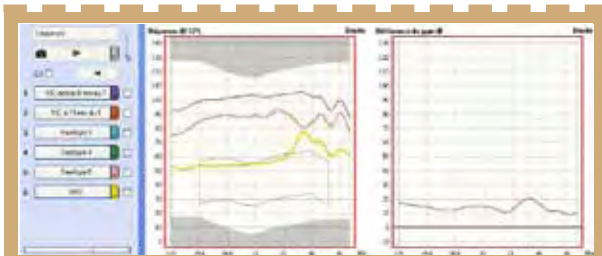


Fig. 33 : impact de la position de l'écouteur sur la courbe de réponse en présence d'un micro-embout sans événement.
Courbe bleue : écouleur à 8 mm du tympan
Courbe rouge : écouleur à 15 mm du tympan - Courbe jaune : GNO

I.9.2.2. Impact de la position de l'écouteur dans le CAE en cas d'utilisation d'un micro-embout ventilé

En présence d'un événement de 1 mm, les courbes de réponses sont déjà nettement moins dépendantes de la profondeur d'insertion de l'écouteur (Figure 34). De plus, on observe que la légère modification d'amplification s'opère sur l'ensemble des fréquences !

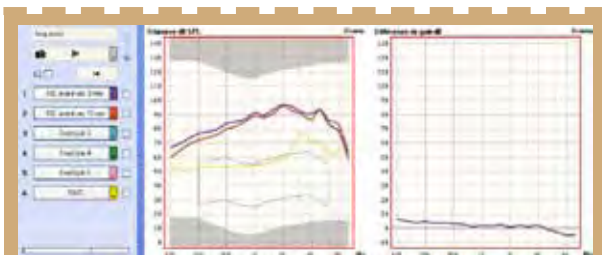


Fig. 34 : impact de la position de l'écouteur sur la courbe de réponse en présence d'un micro-embout ventilé de 1 mm
Courbe bleue : écouleur à 8 mm du tympan
Courbe rouge : écouleur à 15 mm du tympan - Courbe jaune : GNO

I.9.2.3. Impact de la position de l'écouteur dans le CAE en cas d'utilisation d'un dôme ouvert

Contrairement à ce qui avait été décrit par d'autres auteurs, nous remarquons qu'en présence d'un micro-embout très largement ventilé ou d'un dôme ouvert, la profondeur d'insertion n'a que très peu d'influence sur la courbe de réponse (Figure 35).

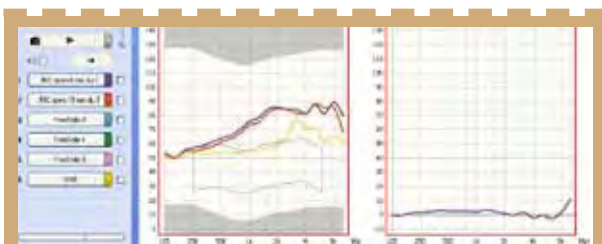


Fig. 35 : impact de la position de l'écouteur sur la courbe de réponse en présence d'un embout largement ventilé ou d'un dôme ouvert.
Courbe rouge : écouleur à 15 mm du tympan
Courbe bleue : écouleur à 8 mm du tympan
Courbe jaune : GNO

I.9.3. Diamètre et longueur de l'événement

Lorsque l'écouteur est adapté avec un micro-embout, la longueur de l'événement dépendra de l'épaisseur de l'extrémité de la coque. Si la paroi de la coque est très fine, l'événement sera très court. Dans ce cas, nous remarquons qu'un événement de 0,5 mm a déjà un impact très important sur la courbe de réponse. (Figures 36 et 37).

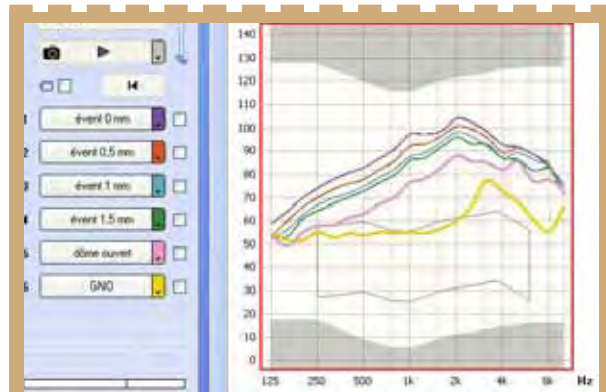


Fig. 36 : impact du diamètre de l'événement en cas d'utilisation d'un micro-embout dont l'extrémité a une épaisseur de 1,5 mm
Courbe 1 : coque sans événement
Courbe 2 : événement de 0,5 mm
Courbe 3 : événement de 1 mm
Courbe 4 : événement de 1,5 mm
Courbe 5 : dôme ouvert
Courbe 6 : GNO

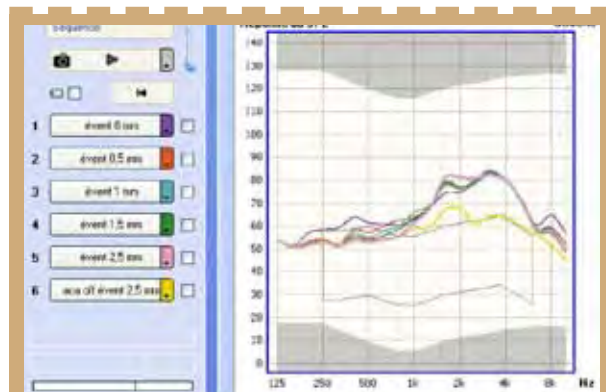


Fig. 37 : impact du diamètre de l'événement en cas d'utilisation d'un micro-embout dont l'extrémité a une épaisseur de 0,5 mm = événement très court
Courbe 1 : coque sans événement
Courbe 2 : événement de 0,5 mm
Courbe 3 : événement de 1 mm
Courbe 4 : événement de 1,5 mm
Courbe 5 : événement de 2,5 mm
Courbe 6 : GNO

Le graphique proposé par Charlotte JESPERSEN et GN ReSound (Figure 38), permet d'évaluer « l'effet de dégagement théorique » du CAE en fonction du diamètre et de la longueur de l'événement. Plus l'événement est court (en ordonnée), moins son diamètre (en abscisse) doit être important pour obtenir un effet acoustique équivalent. L'auteur parle de « calcul de la masse acoustique en fonction de l'ouverture du conduit auditif ».

Rappelons qu'en cas d'appareillage de type électro-acoustique, « tout interfère sur tout ». Les effets des différentes corrections acoustiques et électroniques auront de multiples interactions, en fonction de tout ce qui peut se passer entre la sortie de la membrane de l'écouteur et de la membrane tympanique. D'où l'impérative nécessité d'atteindre les cibles théoriques par des mesures in vivo et/ou par des mesures personnalisées en champ libre de seuils

prothétiques, de sensations d'intensités auditives (échelles de croissance, LGOB, etc.) **et d'équilibrage inter auriculaire réalisé aux principales fréquences et intensités vocales** (Procédure APA).

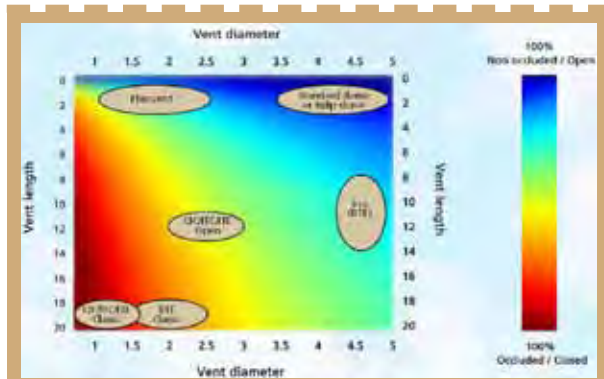


Fig. 38 : abaque proposé par C. JESPERSEN et GN ReSound, qui illustre très bien l'impact acoustique de l'événement en fonction de sa longueur et de son diamètre.
La couleur représente le niveau d'occlusion du CAE :
- rouge foncé : CAE complètement occlus (embout obturant complètement le CAE),
- bleu foncé : CAE complètement ouvert (appareillage OUVERT).

L'audiométrie in situ (agis, audiométrie directe ou intégrée)

La possibilité d'effectuer de l'audiométrie tonale dont les stimuli sont générés par l'ACA positionné dans ses conditions réelles d'utilisation, peut être considéré comme un véritable progrès. Par rapport à la traditionnelle mesure au casque, l'audiométrie in situ tient compte de la position réelle de production du son par rapport au tympan, des caractéristiques de la jonction auriculaire et des corrections acoustiques utilisées. Dans ce cas, nous réalisons une audiométrie avec un nouveau référentiel (propre à chaque patient et à son ACA) qui servira au calcul des cibles prothétiques théoriques.

WIDEX en eut l'initiative en proposant pour la première fois le SENSOGramme au congrès des audioprothésistes à Tours en 1996. Lorsqu'elle se généralisa, il fut convenu de nommer « **audiométrie in situ** » ou « **AGIS** » (AudioGramme In Situ) cette technique novatrice de mesure de l'audition.

A condition qu'il soit réalisé avec un ACA en parfait état de fonctionnement (en particulier l'écouteur et son couplage auriculaire) **et que la calibration proposée par le fabricant soit fiable**, cette procédure procure une meilleure précision des mesures et des réglages et aussi un gain de temps appréciable tant lors de l'appareillage que lors des suivis prothétiques.

NB : certains fabricants permettent de comparer l'ancienne et la nouvelle calibration de l'anti-Larsen. Si la nouvelle est très différente de la calibration initiale, nous pouvons soupçonner une défectuosité de l'ACA et en particulier de son écouteur.

Si ces conditions sont réunies nous constatons, **soit** une grande similitude par rapport à l'audiométrie au casque (preuve de la validité de l'AGIS), **soit** des seuils auditifs parfois très différents !

Les principales causes de relativité des mesures au casque seront, soit l'écrasement du tragus et/ou la déformation du pavillon par un mauvais positionnement des écouteurs du casque, soit un important rétrécissement du CAE provoqué, par exemple, par la présence d'exostoses ou de toutes autres déformations du CAE. Dans ce cas, le positionnement de l'écouteur de l'ACA (ou de l'extrémité du microtube) au-delà du rétrécissement permet d'éviter ces divergences de mesures. Les courbes présentées à la Figure 39 ont été effectuées chez un même sujet. A l'OD nous observons des écarts importants par rapport aux mesures au casque, alors qu'à l'OG les deux mesures (casque vs AGIS) sont identiques.

En présence d'une importante dissymétrie (perte légère d'un côté et importante de l'autre), les stimuli présentés lors de la mesure des seuils de la « mauvaise oreille », peuvent être perçus par la « bonne oreille » malgré le masquage de cette dernière. En audiométrie in situ, ce risque de mesure de « seuils fantômes » sera limité.

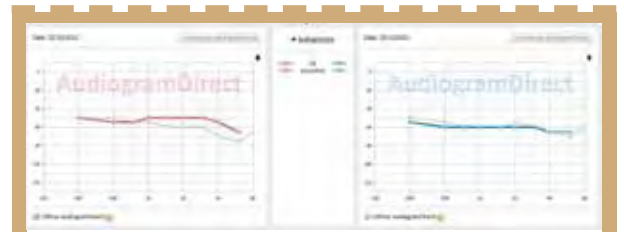


Fig. 39 : écarts observés entre l'audiométrie au casque et in situ (AGIS).
Courbes grises : audiométrie traditionnelle au casque
Courbes rouge et bleue : audiométrie in situ

La précision de l'AGIS est impactée par les caractéristiques personnalisées de la cavité résiduelle (C2) et par l'ouverture relative du conduit (C3). Si les cibles théoriques d'appareillage sont calculées par le logiciel à partir de l'AGIS, l'ensemble des paramètres acoustiques de l'équipement devront donc être parfaitement déterminés et appliqués **avant de réaliser un AGIS** afin qu'ils soient intégrés aux mesures et aux calculs.

Lorsque l'on utilise un équipement de mesures in vivo pour régler les ACA, il est nécessaire de recopier les valeurs de l'AGIS dans la base de données NOHA, afin que les cibles du module REM soient calculées à partir des valeurs de l'AGIS !

Quant à la mesure des seuils d'inconfort, elle dépendra des possibilités du logiciel utilisé et des limites de puissance de l'ACA adapté. Nous retiendrons que cette mesure est très subjective (importantes variables inter et intra individuelles). Un niveau sonore jugé intolérable pour les uns peut être jugé fort pour d'autres. Idéalement, c'est bien sûr avec appareillage qu'il importe de ne pas dépasser les seuils d'inconfort pour chaque bande de fréquences réglable par le logiciel. La règle générale doit être de restituer la dynamique auditive la plus étendue possible afin de limiter l'écrasement de l'enveloppe temporelle qui contribue largement à la bonne discrimination vocale.

Notons toutefois que les écarts de mesures (par rapport aux mesures au casque) peuvent être limités si l'audiométrie est réalisée avec des inserts. Mais l'idéal est évidemment d'utiliser l'embout tel qu'il sera adapté à l'appareillage.



L'empreinte

Le point de départ de la fabrication d'un embout auriculaire ou d'une coque d'INTRA, est la réalisation d'une bonne empreinte d'oreille. De la qualité de cette empreinte dépendra la qualité de l'embout. Notre regretté Jean MONIER, membre du Collège National d'Audioprothèse, utilisait les mots justes pour en parler : « C'est un acte capital dont les répercussions sont essentielles dans la finalité de réalisation de l'appareillage. Il convient d'y apporter un soin méticuleux et d'y acquérir la maîtrise la plus complète possible. L'oreille présente en effet dans sa morphologie, des parties dures alternant avec des zones plus souples, qui vont parfois jusqu'à un relâchement et une facilité de distension très importante des tissus de la conque et du conduit, en particulier chez les personnes âgées ».

Ces quelques conseils pratiques devraient permettre de réaliser de bonnes empreintes :

- afin de bien connaître le profil et les caractéristiques du CAE, il faut **toujours faire précéder la prise d'empreinte d'une otoscopie** ou mieux encore d'une vidéo otoscopie,
- avant de réaliser l'empreinte, une protection (otobloc ou coton) sera positionnée au fond du CAE,
- si le sujet porte habituellement des lunettes, nous lui demanderons de les conserver durant la prise d'empreinte,
- en cas d'appareillage nécessitant une amplification très importante ou lorsque le CAE est déformé par un important mouvement mandibulaire (articulation condylienne), l'empreinte sera réalisée en demandant au sujet de maintenir la mâchoire entrouverte durant le durcissement de la pâte,
- nous veillerons à réaliser une empreinte longue et complète, tant à l'extérieur (couvrant le tragus), qu'à l'intérieur (tous les reliefs du CAE doivent être présents),
- une pâte très liquide (25 shores) permettra de réaliser une empreinte très précise,
- une pâte plus ferme (40 shores) sera utilisée pour obtenir une empreinte plus serrante,
- si l'empreinte est incomplète ou déformée, il est judicieux de la recommencer,
- il est important de mentionner sur le bon de commande la consistance de l'oreille externe. C'est une information dont les techniciens devraient tenir compte au moment de la fabrication de l'embout.

Ayons l'esprit critique. Soyons scrupuleux et n'hésitons pas à reprendre une nouvelle empreinte si la première prise n'est pas parfaite. Et retenons qu'une bonne empreinte est à la base de la réussite de l'embout et donc de l'appareillage !

Conclusions

Les corrections acoustiques existent depuis que sont apparus les premiers « correcteurs auditifs ». En effet, les cornets et autres « résonateurs acoustiques » apportaient exclusivement des corrections acoustiques (Figure 40 & 41).

Sur base de nombreuses mesures et expérimentations pratiques, nous avons tenté de faire une étude, **non exhaustive**, des possibilités et effets que l'on peut apporter à la courbe de réponse

d'un appareillage auditif par de simples corrections acoustiques.

Ces corrections ne supplantent pas les corrections électroniques, elles en sont le complément indispensable. L'instantanéité de leurs effets apporte souvent un **confort** immédiat appréciable. Mais à plus long terme, il faut parfois les modifier (en particulier l'aération du CAE) pour obtenir une meilleure **efficacité** prothétique. Cette perpétuelle remise en question contribue à la richesse, la valorisation et la **protection** de notre belle profession.

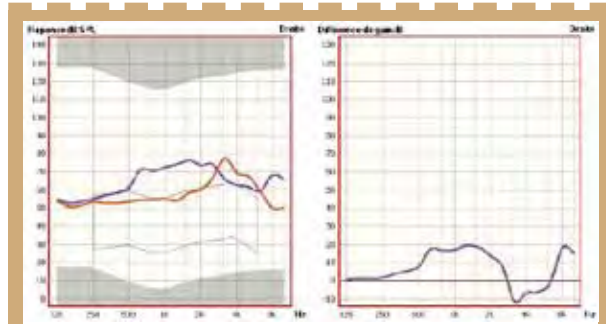


Fig. 40 : exemple de « courbe de réponse » d'un cornet acoustique

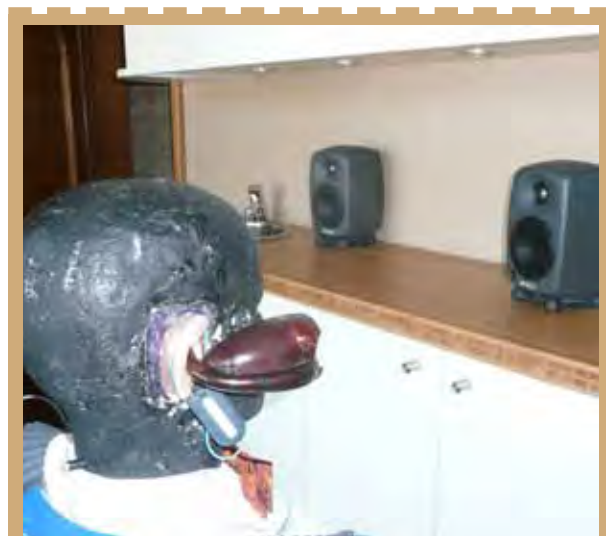


Fig. 41 : conditions de mesures des courbes de la Fig. 40

Au début des années 2000 apparurent des progrès majeurs qui furent à l'origine d'une nouvelle génération d'aides auditives. Levant l'obstacle esthétique, les « **mini-BTE** » (RITA) adaptés à l'aide de **microtubes**, ont permis d'apporter une solution efficace, confortable et surtout acceptée en cas de pertes légères. Favorisant l'acceptation d'un premier appareillage, ce progrès pouvait déjà être qualifié de majeur.

L'**écouteur déporté** (RITE ou RIC), l'élargissement de la bande passante et le développement d'écouteurs de différentes puissances, ont étendu ce progrès esthétique à l'appareillage de pertes beaucoup plus importantes et variées.

Et enfin, la possibilité de réaliser de l'**audiométrie in situ (AGIS)** a permis de prendre conscience de sa pertinence et des écarts de mesures parfois importants qui peuvent survenir par rapport à l'audiométrie traditionnelle réalisée au casque.



Etant donné que les corrections acoustiques n'engendrent aucune distorsion et qu'elles interfèrent sur l'AGIS, sur les réglages et sur les traitements électroniques, il est souvent préférable de les réaliser en priorité.

L'objectif de notre démarche fut de quantifier les effets des principales corrections acoustiques par des mesures in vivo. Cette approche nous a permis de confirmer que **tout interfère sur tout** et que les mesures in vivo peuvent être très différentes des mesures relevées sur des cavités standardisées (mesures in situ).

Rigoureusement réalisée et **à condition de disposer de cibles de gain d'insertion judicieusement déterminées pour différents niveaux d'entrée**, la mesure in vivo permet essentiellement de **quantifier** la pression sonore parvenant réellement au tympan. Mais il serait illusoire et réducteur de s'imaginer qu'il suffit de faire passer des courbes de réponses par des cibles théoriques pour réaliser un bon appareillage ! Encore faut-il qu'il soit en parfaite adéquation avec le mode de vie et les besoins réels exprimés et déterminés lors de l'anamnèse et observés pendant la période de réadaptation.

Priorité doit donc être donnée à l'aspect **qualitatif** de la perception auditive. Cette cible très subjective, sera essentiellement atteinte **par des mesures en champs libre** de seuils prothétiques, de bonne restitution de « l'échelle de croissance des sensations auditives » (loudness scaling) et d'équilibrage inter auriculaire aux principales fréquences et intensités vocales.

Partant du principe que le **cerveau** est infiniment plus riche en potentialités analytiques et adaptatives que le plus perfectionné des ACA, le but essentiel de l'appareillage doit être de lui restituer les informations auditives les plus pertinentes, lui permettant d'effectuer confortablement son prodigieux travail de **compréhension de la parole** et de **localisation spatiale**.

Malgré les énormes progrès technologiques dont bénéficient les aides auditives actuelles, la réussite d'un appareillage auditif dépend encore bien souvent du bon choix et de la bonne application d'élémentaires corrections acoustiques. Ce sont ces aspects particuliers de personnalisation de nos prestations qui participent à la sauvegarde de notre profession et qui la rend aussi passionnante.

Bibliographie

BERGENSTOFF H. (1983) Earmold design and its effect on real ear insertion gain. *Hearing Instrument*, Vol. 34, N°9.

BIAP Recommandation 06/3

BROCARD C. et coll. (2011) Vers une définition de l'OPEN. *Audio Infos* N°156.

- BROCARD C. et coll. (2011) Open et plus si affinité. *Audio Infos* N° 157.
- BUERKLY O. (1985) Appareillage acoustique par coudes et raccords spéciaux. *Phonak Focus*, N° 2 & 4.
- BUERKLY O. (1988) Response modifying ear hooks. *Hearing instruments*, Vol. 39, N°4.
- BUERKLY O. (1990) L'embout ouvert, adaptation haute-fidélité idéale. *Phonak Focus*, N° 7.
- COURTOIS, JOHANSEN, LARSEN, CHRISTENSEN and BEILIN (1988) Open mold Hearing Aid Fitting, theoretical and practical views. 13th Danavox Symposium,
- DARQUENNE D., DODELE L. (1987) Mesures in vivo et influence de la résonance du C.A.E. sur l'adaptation audio-prothétique. *Cahiers de l'audition*, N° 2, Vol. 1.
- DODELE L. (1990) Les corrections mécaniques et acoustiques de la courbe de réponse d'un appareil auditif. *Cahiers de l'audition*, N°2, Vol. 4.
- DODELE L., DODELE D. (1999) La mesure in vivo et « in vivo simulé ». *Cahiers de l'audition*, N°5, Vol. 12. et (2007) Précis d'Audioprothèse, tome III, 37-63.
- DODELE L., DODELE D (2002) Mesure du CAP - Coefficient Auto-Phonatoire. *Cahiers de l'audition*, N°6, Vol. 15. et Précis d'Audioprothèse, tome III, 209-237.
- DODELE L., DODELE D (2002) La Procédure APA (Affinement Post Appareillage). *Cahiers de l'audition*, N°5, Vol. 15. et Précis d'Audioprothèse, tome III, 193-208.
- DILLION H. (1985) Ear molds and high frequency response. *Hearing Instruments*, Vol. 36, N° 12.
- GILMAN Samuel (1986) The effect of occluded ear impedances on the eardrum SPL produced hearing aids. *JASA*, Vol. 70, N° 2.
- JESPERSEN C.T., GROTH J. (2004) Vent is designed to reduce occlusion effect. *The Hearing Journal*, Vol. 57, N°10, 44-56.
- KILLION M., BERLIN C. (1985) A low frequency emphasis open canal hearing aid. *Hearing instruments*, Vol. 35, N° 4.
- MUELLER, H.G. (2009) A candid round table discussion on open-canal hearing aid fittings. *Hearing Journal*, Vol. 62, avril 2009.
- LIBBY E.R. (1982) A new acoustic horn for small ear canal. *Hearing Instruments* Vol.33, N°9.
- MACRAE J. (1982) An improved version of the high cut cavity vent. *Australian Journal of audiology*.
- MACRAE J. (1983) Acoustic modifications for better hearing aid fittings. *Hearing Instruments*, Vol.34, N°34.
- MONIER J. (1992) Les conseils pratiques de Jean MONIER. Publication Interson.
- WESTERMANN S. (1987) The occlusion effect. *Hearing Instruments*, Vol.38, N°6.

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**



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



Cas clinique

Compensation d'une cophose unilatérale chez l'enfant

Xavier DELERCE

Audioprothésiste D.E.
Mont-de-Marsan
delerce.xavier@neuf.fr



D. est un adolescent de 13 ans envoyé par l'ORL après une surdité brusque unilatérale droite précédée de vertiges et d'acouphènes.

L'étiologie ne met en évidence aucune cause précise quant à l'origine de cette perte d'audition ; aucune pathologie ORL n'était à signaler bien que le corps médical envisage la probabilité d'une infection virale dans l'oreille interne.

L'équilibre a pris quelques semaines pour se rétablir, les crises de vertiges s'espacent progressivement.

Nous voyons cet enfant quatre mois après sa surdité brusque, avec des seuils normaux à gauche, et une conservation relative des 250 et 500Hz à droite, avec chute « en plateau » à 80dB HL sur les médiums et les aigus. Ce seuil à droite ne semble plus évoluer depuis deux mois.

D. n'est pas gêné lors de discussions en milieux calmes. La perte de localisation est par contre très difficile à accepter. De surcroît, un déménagement et un changement de collège désorientent un peu plus cet enfant qui éprouve de très grandes difficultés en cours dès que le niveau sonore en classe devient

un peu élevé, et revient à la maison chaque soir épuisé. Il est très volontaire, prêt à tester toutes les solutions disponibles, et conscient des limites de son audition et donc des résultats prothétiques. L'enfant a été testé au casque TDH par l'ORL, avec un masquage assez délicat à mettre en place, et l'intelligibilité, bien que très en retrait du côté atteint, semble présente et sans distorsions.

Audiométrie aux inserts d'une audition fortement asymétrique

Dans le cadre du bilan pré-prothétique, D. est testé aux inserts. Ce transducteur audiométrique, bien qu'utile à l'audioprothésiste dans le cadre de l'appareillage de l'enfant, présente aussi un grand intérêt dans l'exploration de seuils très asymétriques entre deux oreilles : le risque de transfert transcrânien entre les deux oreilles est repoussé à 80dB dans les graves, voire plus.

Le bilan tonal réalisé à droite par ce moyen est assez similaire à celui obtenu au casque par l'ORL, mais

une grande différence d'intelligibilité est retrouvée. Aucune répétition n'est possible (listes cochléaires de LAFON), quel que soit le niveau d'émission à droite contrairement à l'examen réalisé au casque qui aura probablement donné une intelligibilité fantôme.

Exploration des capacités résiduelles de l'oreille droite par TEN-Test

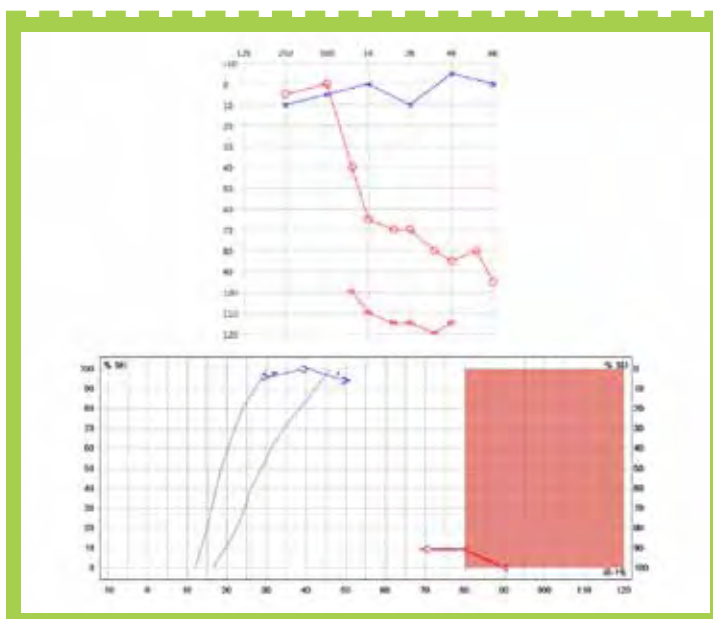
La prescription d'appareillage concerne en toute logique l'oreille droite, mais l'intelligibilité pose la question de la pertinence d'une correction de ce côté. Un TEN-Test est donc réalisé à droite, qui permettra de donner une meilleure indication de l'état de la sélectivité, et donc du bénéfice potentiel d'une correction par amplification de ce côté.

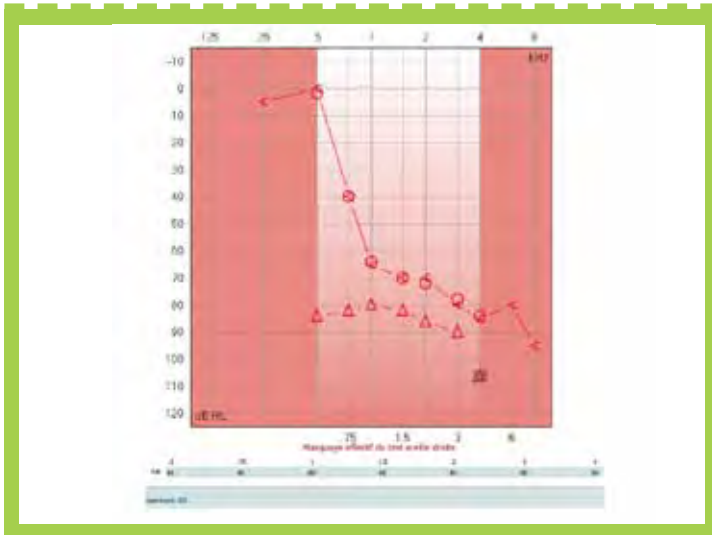
Le TEN-Test, réalisé avec un TEN de 80dB/ERB, ne met pas significativement en évidence de dégradation cochléaires avant 3KHz, et n'explique donc pas totalement l'absence d'intelligibilité de ce côté. Il est à noter, pour une raison de risque de répercussion transcrânienne lors l'administration du TEN-test au casque, le test a été réalisé aux inserts comme décrit par Cox, sur la base du CD de Moore (TEN(HL)-test).

On notera qu'en parallèle à ces démarches d'appareillage a été faite une demande de reconnaissance de handicap dans le but d'obtenir le financement d'un éventuel système FM. Cette reconnaissance de handicap aura été refusée, nous obligeant à exclure la possibilité d'un recours à une transmission FM pour des raisons de coût.

Tentative d'appareillage CROS

En première intention d'appareillage, nous proposons à D. l'adaptation d'une aide auditive CROS





avec captation par micro à droite et transmission de l'information du côté gauche.

Après quelques semaines de port en appareillage CROS, nous ne constatons pas d'amélioration de l'intelligibilité en classe. D. « joue le jeu », met ses appareils mais l'information apportée à gauche perturbe plus qu'autre chose. Les essais d'un tel système sont abandonnés.

Tentative d'appareillage avec microphone déporté sans fil

Un appareillage est réalisé après quelques semaines d'un micro contour sans embout à gauche, sans amplification programmée, mais uniquement retransmission type bluetooth du signal d'un microphone déporté que portent, clipsé aux vêtements, les professeurs. S'il faut le reconnaître, le signal transmis n'a pas la qualité et la stabilité d'une transmission FM, cette méthode permet une intelligibilité parfaite. Afin de prouver l'efficacité du système, un HINT est réalisé, avec et sans transmission par le microphone déporté.

Le HINT est un test de phrases (CD n°3 d'audiométrie du Collège National d'Audioprothèse) administré dans le bruit à divers ratios signal/

bruit (signal fixe à 65dB SPL). Les listes de phrases sont faciles et peuvent être réalisées avec des enfants assez jeunes sans difficulté.

Le test dans le bruit a été réalisé d'une manière particulière : D. est assis à deux mètres du haut-parleur frontal d'émission des phrases (émises à 65dB SPL). Cette distance est au minimum celle des professeurs en classe. Le bruit est administré par un système de haut-parleurs autour de lui. On recherche le rapport signal sur bruit (RSB) auquel D. ne peut plus répéter, d'abord sans aide du microphone déporté. A -6dB de RSB, D. ne présente aucune intelligibilité des phrases.

Le test est refait en plaçant l'aide auditive à gauche et le microphone déporté à côté du haut-parleur d'émission de la voix (comme si le professeur l'avait sur lui).

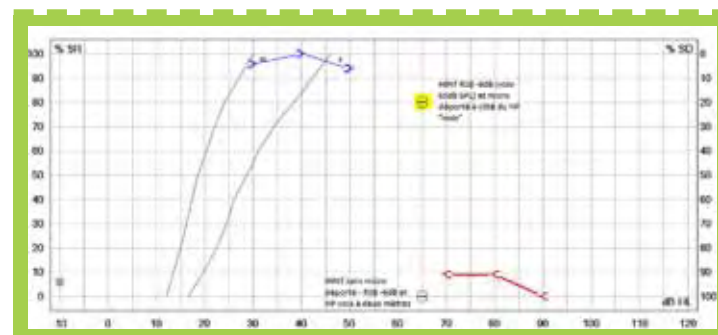
Au même RSB que précédemment (-6dB) l'intelligibilité est alors de 80%.

Conclusion

Le port de cet appareillage se fait maintenant de façon systématique par D. La principale difficulté aura été la mise en place, auprès de professeur et à chaque cours, du système.

Cet appareillage a été présenté ici pour illustrer les multiples facettes et possibilités du métier de l'audioprothésiste aujourd'hui :

- Prise en charge administrative (MDPH), décisions et implications financières qui en découlent dans l'appareillage auditif
- Matériel de test audiométrique et risques de courbes fantômes (utilisation des inserts en audiométrie)
- Multiplicité des tests offerts aux audioprothésistes aujourd'hui (TEN-Test, HINT, etc.)
- Possibilités actuelles offertes aux audioprothésistes dans la correction des surdités asymétriques et de l'amélioration de l'intelligibilité en milieu bruyant (microphone déporté, systèmes x-CROS, transmission type-bluetooth, etc.)
- Restitution sonore réaliste en cabine (système 5.1, tests dans des bruits divers)
- Enfin, prise en charge d'une surdité non quantitative en quelque sorte, mais qualitative (perte de stéréophonie).





Métier et Technique

La boucle d'induction magnétique, toujours d'actualité en 2013 !

Océane FOUQUET
Audioprothésiste D.E



Matthieu DEL RIO
Audioprothésiste D.E
Membre actif du
Collège National
d'Audioprothèse



La boucle magnétique a pour origine les recherches de l'inventeur du téléphone Monsieur Graham Bell aux Etats Unis.

Son principe de fonctionnement n'a pas évolué depuis, mais son utilisation est pourtant aujourd'hui au cœur de l'actualité. En effet vous n'êtes pas sans savoir qu'à compter du 1er janvier 2015, les établissements recevant du public seront dans l'obligation de mettre en place des moyens de communication avec les personnes malentendantes (arrêté du 17 mai 2006). Un des équipements possibles pour ces établissements est l'installation d'une boucle d'induction magnétique.

L'audioprothésiste tient un rôle majeur. Il doit à ce titre tout mettre en œuvre pour informer et mettre en place ce dispositif dans les établissements concernés, d'autant plus que la demande de nos patients est de plus en plus forte sur ce sujet.

Cette facette de notre profession est hélas souvent mise de côté alors qu'un texte de loi (J.O. du 12 juin 1985, décret n°70-428) prescrit la mise en place d'un système de boucle d'induction magnétique dans nos laboratoires.

Celui-ci précise de manière très claire que « L'audioprothésiste dispose dans le local défini à l'article 1 des matériels suivants : Matériel de mesures audioprothétique, un audiomètre tonal et vocal,... un dispositif permettant l'équilibrage des prothèses stéréophoniques, **une boucle magnétique** » .

Avant de décrire l'installation rapide et pratique de la boucle d'induction magnétique, rappelons que celle-ci se décompose en deux parties :

- une boucle d'induction caprice, également appelée « bobine téléphonique », qui se trouve dans les appareils auditifs.
- une boucle d'induction émettrice ou boucle magnétique qui peut être installée dans les lieux recevant du public (gare, cinéma...), les salons, etc.

Dans un appareil de correction auditif, la boucle d'induction caprice est montée en parallèle avec le microphone (**Figure 1**).

Elle est souvent présente dans les contours mais, faute de place, on ne la retrouve pas systématiquement dans les intra auriculaires ou dans les micro-contours. Celle-ci doit être la plus verticale possible dans

l'appareil car la boucle d'induction émettrice est souvent installée à l'horizontale (les deux systèmes doivent être perpendiculaires). Ce transducteur d'entrée dispose d'un nombre de spires suffisamment important pour avoir une bonne qualité sonore. Le patient peut alors recevoir le signal émis par la boucle d'induction magnétique en sélectionnant un programme dédié. Cette manipulation permet de basculer du microphone vers la boucle caprice (plus connue sous le nom de position T).

Suivant ce même principe général différentes configurations peuvent être envisagées en fonction des situations :

- Boucle magnétique pour des surfaces de plusieurs mètres carrés.
- Collier magnétique avec une aire restreinte (ex : TV, siège).
- Bobine magnétique (ou bobine d'induction) dans les écouteurs téléphoniques par exemple...

Ce dispositif magnétique est parfois oublié et plusieurs raisons peuvent l'expliquer :

- Un problème d'encombrement lié à une recherche de la discrétion

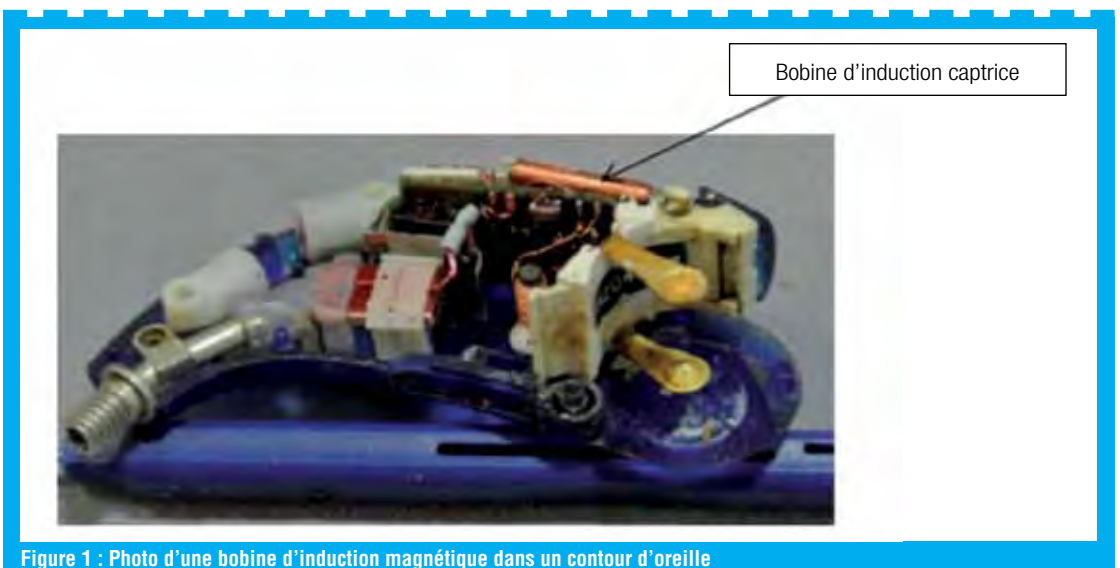


Figure 1 : Photo d'une bobine d'induction magnétique dans un contour d'oreille

Mise en place pratique dans la cabine de l'audioprothésiste.



avec des appareils de plus en plus miniaturisés (problème d'encombrement).

- Le développement et la mise en place d'accessoires sans fil (technologie WIFI, Bluetooth, Infra-rouges, FM...) permettant d'améliorer l'intelligibilité par une augmentation du rapport signal sur bruit.

- Des difficultés liées à l'installation fixe de la boucle émettrice chez le patient.

Le fonctionnement d'une boucle d'induction magnétique répond au schéma classique (**Figure 2**) : un signal audio est envoyé dans une boucle d'induction magnétique émettrice. Le signal ne se propage donc pas dans l'air mais il est porté par un champ magnétique généré autour de la boucle (**Figure 3**). Le signal est alors capté par la bobine d'induction de l'appareil auditif du patient à condition que ce dernier se trouve à l'intérieur du champ magnétique (**Figure 4**).

Il faut rester prudent car la présence de métal à l'intérieur de la boucle peut perturber la qualité du signal sonore. Cela a pour conséquences une perte d'intensité du champ magnétique ainsi qu'une déformation du signal. La nature et la dimension de la boucle émettrice

ainsi que la qualité et l'emplacement du métal ont également une influence sur ces perturbations.

Pour pallier à ces déformations, il existe deux possibilités :

- l'augmentation de la puissance de

la boucle d'induction magnétique émettrice pour compenser la perte d'intensité,

- le réglage adapté en fréquences de la boucle émettrice pour remédier à la déformation du champ.

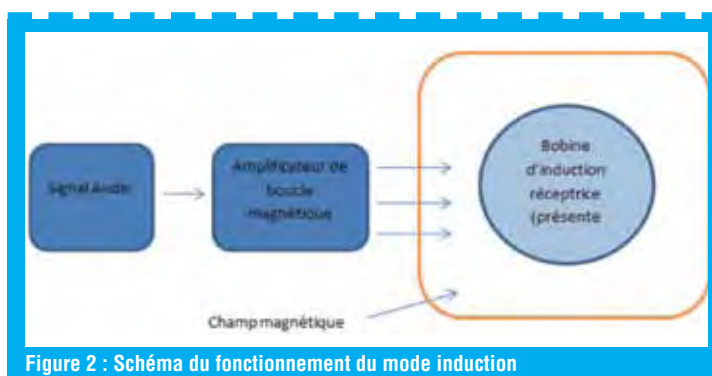


Figure 2 : Schéma du fonctionnement du mode induction

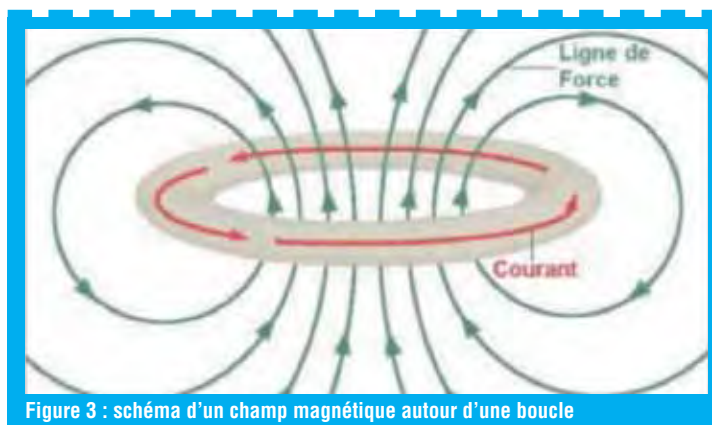


Figure 3 : schéma d'un champ magnétique autour d'une boucle

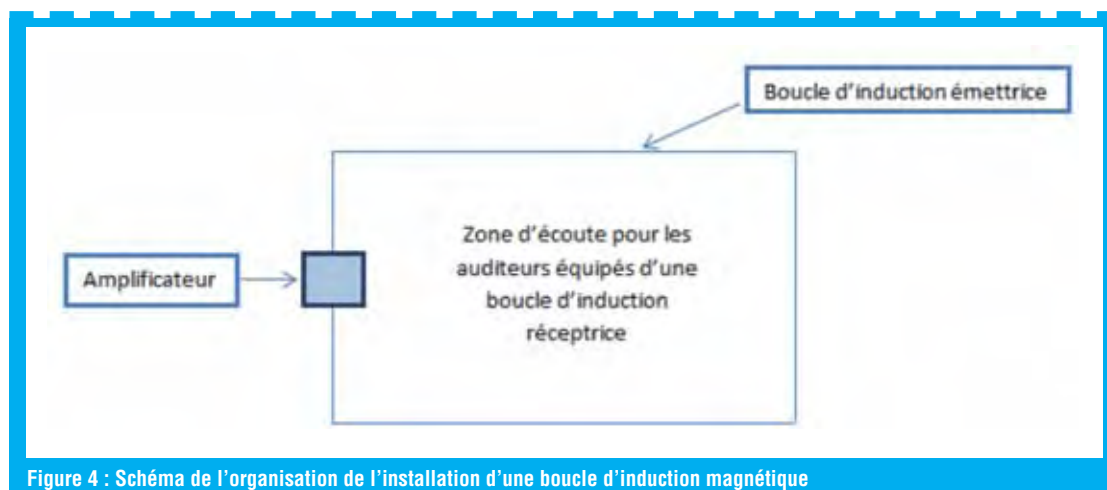


Figure 4 : Schéma de l'organisation de l'installation d'une boucle d'induction magnétique



> MÉTIER ET TECHNIQUE

Néanmoins, les perturbations divergent selon l'emplacement dans la boucle émettrice. Celles-ci sont plus importantes au centre de la boucle et diminuent en allant vers l'extérieur. Les fréquences aigues sont particulièrement atténuées au cœur de la boucle émettrice. C'est pourquoi dans certains cas, il est impossible d'obtenir une réponse en fréquence et en intensité homogène

Pourquoi installer une boucle en cabine si ma salle d'attente est déjà équipée ?

Les boucles d'induction magnétique sont souvent installées en salle d'attente pour permettre aux patients équipés de regarder la télévision avec leurs appareils (**Figure 5**). Néanmoins, la mise en place d'une boucle d'induction en cabine

s'avère très pratique pour le réglage du programme T.

Idéalement l'installation nécessite de suivre la procédure de la norme AFNOR En 60118-4 de mars 2007. Pour cela, il faut faire appel à un installateur de boucle professionnel afin de contrôler :

- la mesure du niveau de bruit magnétique
- la mesure de la surface à couvrir
- la mesure de l'intensité du champ magnétique
- la mise en condition du système
- le niveau du bruit magnétique dû au système
- la réponse en fréquence du champ magnétique

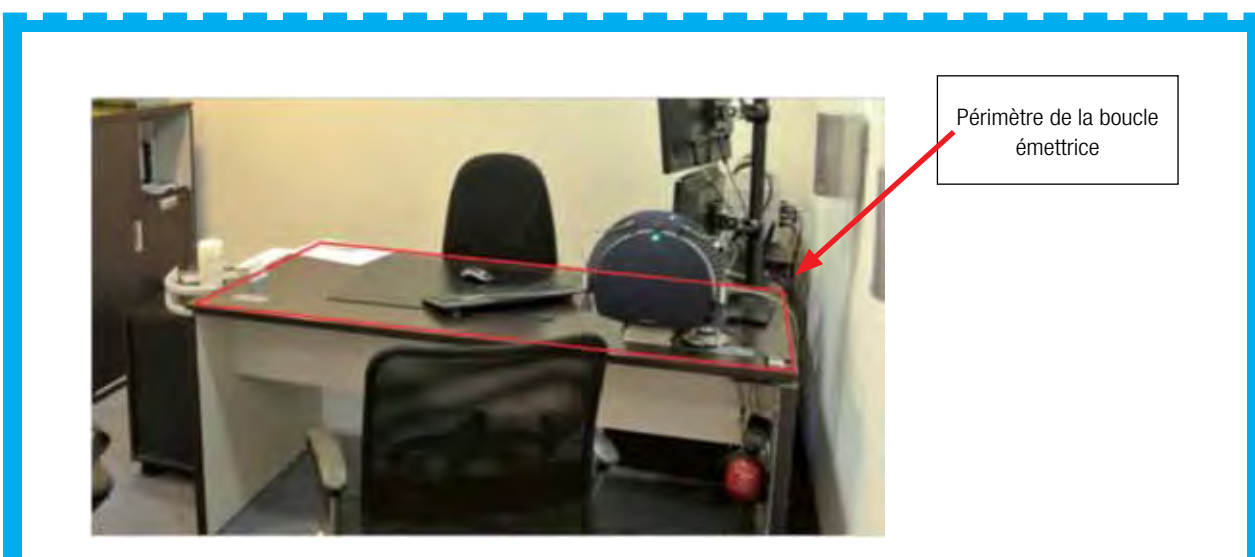
Mais il existe des moyens plus simples lorsque l'on veut installer soi-même une boucle d'induction magnétique dans son laboratoire. Prenons l'exemple de l'installation d'un « Field®, amplificateur de boucle magnétique ».

Voici les différentes étapes que nous avons suivies :

- Définir l'espace devant recueillir le champ magnétique (dans notre cas, le plateau du bureau). (**Figure 6**)
- Disposition du câble autour du bureau (fixation avec du ruban adhésif) en formant un circuit rectangulaire et en veillant à ce que ce dernier soit bien tendu. Dans ce cas, le champ magnétique déborde autour du fil. Ainsi le patient peut recevoir le signal en étant face au bureau.
- Dénuder les extrémités du fil et les insérer dans le connecteur, puis repositionner ce dernier à sa place. (**Figure 7**)
- Sélectionner le raccordement adéquat : choix possible entre deux entrées radio/TV et une entrée micro. Pour l'installation dans la cabine, nous avons relié un Ipod® et un ordinateur (pour proposer au patient un test vidéo) sur une entrée radio/TV (**Figure 8**).
- Raccorder la boucle sur une prise secteur.
- Régler les différents paramètres afin d'avoir une bonne qualité sonore au niveau du siège du patient (réglage du volume, des graves et des aigus). (**Figure 9**).



Figure 5 : exemple de l'installation d'une BIM avec le logo d'information



Périmètre de la boucle émettrice

Figure 6 : Photo de la cabine



Rappelons qu'il faut rester bien vigilant à la présence de métal dans le champ, car celui-ci perturbe la qualité du signal.

Une fois l'installation réalisée, il est préférable de vérifier le bon fonctionnement en écoutant un appareil réglé sur la position T en se positionnant dans le champ.

Différents réglages sont alors possibles avec les appareils.

Il est nécessaire dans un premier temps de dédier un programme à la position T. Les réglages sont plus ou moins accessibles en fonction des logiciels. Certains proposent un réglage fin du programme T avec la possibilité de modifier le gain, la compression, le MPO... D'autres sont moins ouverts et se basent sur le programme principal. En revanche, l'audioprothésiste a toujours la possibilité de choisir sa source d'entrée : bobine seule (programme T), bobine + microphone (programme MT ou mT). Lorsque les patients souhaitent être isolés du bruit ambiant, il est préférable de passer en programme T.

A l'inverse un patient qui veut regarder la télévision avec la boucle tout en discutant avec son voisin aura un programme mT. Il est également possible lorsque les appareils le permettent de mettre les deux programmes T et mT. Chez tous les fabricants, un réglage de la balance M/T est possible. Afin de vérifier l'efficacité du programme, des fichiers audio-vidéo peuvent être envoyés depuis l'ordinateur vers la boucle magnétique. La figure 10 montre la possibilité des différents réglages du microphone dans la position T chez trois fabricants d'audioprothèse.



Figure 7 : Mise en place du fil sur l'ampli



Figure 9 : Possibilités de réglages de la tonalité et du volume



Figure 8 : photo des branchements possibles sur l'amplificateur de boucle



Le patient peut alors utiliser sa position T avec un téléphone équipé d'une boucle magnétique, des accessoires compatibles avec la télévision, les ordinateurs ou les MP3... (Figure 10)

Conclusion

Le métier d'audioprothésiste ne doit pas se limiter à l'appareillage mais également d'expertises différentes comme l'installation d'accessoires dont la boucle d'induction magnétique. La position T offre de nombreux avantages notamment

celui d'améliorer l'écoute dans le bruit des malentendants en optimisant le rapport signal/bruit. Afin d'optimiser au mieux cette aide technique, il est essentiel d'avoir une boucle dans la salle d'attente ou dans la cabine. Rappelons que le 1er janvier 2015 les établissements recevant du public seront dans l'obligation de s'équiper. L'audioprothésiste doit donc anticiper la demande et informer les patients sur cette technologie. Une fois bien équipés, ces derniers sont d'ailleurs ravis de bénéficier de cette solution accessible.

Bibliographie

LEMOINE G. (2012) Mise en compétition du système FM et de la boucle magnétique d'induction pour les patients implantés cochléaires et appareillés. Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, école J.E. Bertin (Fougères).

GELIS C. (1993) Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive. Sauramps medical. France

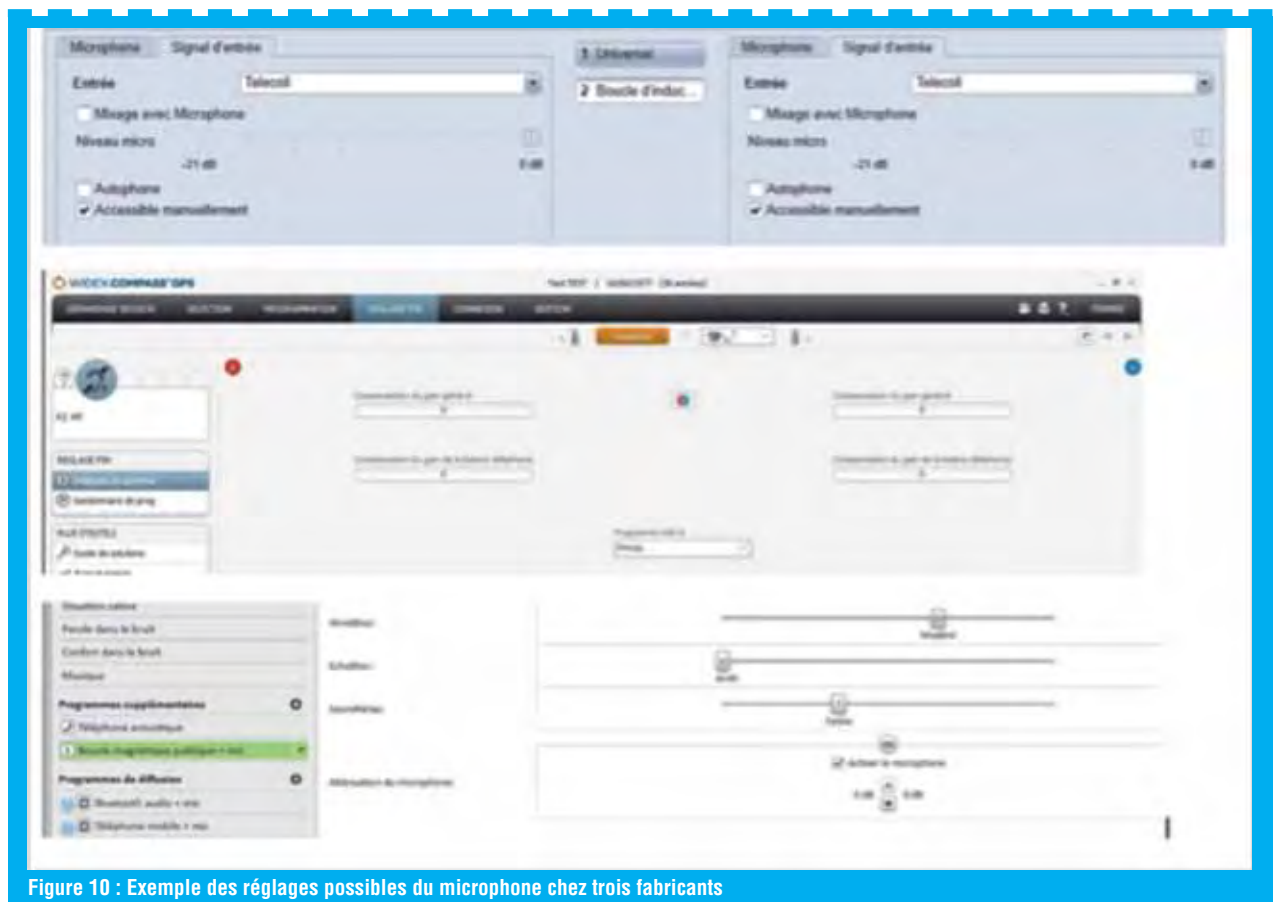


Figure 10 : Exemple des réglages possibles du microphone chez trois fabricants

Découvrez toutes les réalisations du Collège National d'Audioprothèse



Logiciel La Cible - Méthodes de Choix Prothétique / Pré-réglage, Xavier RENARD - CTM, François LE HER

Réalisation : Audition France Innovation

150,00 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 3,50 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 4,50 € x exemplaire(s) = €



Précis d'audioprothèse - Tome I - ISBN n°2-9511655-4-4 L'appareillage de l'adulte - Le Bilan d'Orientation Prothétique

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

50,00 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 7,50 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € x exemplaire(s) = €



Précis d'audioprothèse - Tome III - ISBN n°2-9511655-3-6 L'appareillage de l'adulte - Le Contrôle d'Efficacité Prothétique

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

60,00 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 7,50 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € x exemplaire(s) = €



Précis d'audioprothèse. Production, phonétique acoustique et perception de la parole ISBN n°978-2-294-06342-8. Editions ELSEVIER MASSON

99,00 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 8,50 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 10,00 € x exemplaire(s) = €



Coffret de 5 CD « audiométrie vocale »

Les enregistrements comportent les listes de mots et de phrases utilisées pour les tests d'audiométrie vocale en langue française (voix masculine, féminine et enfantine dans le silence et avec un bruit de cocktail party). Réalisation : Audivimédia

100,00 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 6,50 € x exemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 8,00 € x exemplaire(s) = €



Distorsions

Solution logicielle de mesures psychoacoustiques de l'audition
 (le kit «Distorsions» comprends le logiciel et sa licence d'utilisation, une carte son,
 un casque audiométrique TDH39, ainsi qu'un bouron réponse USB).

1 200,00 € x exemplaire(s) = €



Caducée : réservée aux audioprothésistes. Année d'obtention du diplôme.....

5,00 € = €

Soit un règlement total (exonéré de TVA) €

Nom Prénom
 Société
 Adresse
 Code postal Ville
 Tél Fax
 E-mail

Bon de commande à envoyer avec votre chèque à : Collège National d'Audioprothèse
 20 rue Thérèse - 75001 PARIS - Tél 01 42 96 87 77 - cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr



Interview

Emmanuel Lescanne

Arnaud COEZ
Audioprothésiste D.E.
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse
acoetz@noos.fr



Biographie express

Emmanuel Lescanne est professeur d'ORL. Il a une activité clinique et de recherche spécialisée en otologie et neurotologie de l'adulte et de l'enfant. Sa formation d'ORL et Chirurgie Cervico-Faciale terminée en 1998, le docteur Emmanuel Lescanne a complété sa formation au QMC de Nottingham, à l'Universitatsspital de Zurich ainsi qu'au GOS hospital for children de Londres.

Il a une grande expérience de la chirurgie de la surdité et de l'implantation cochléaire. Depuis 5 ans, ses recherches ciblent les marqueurs électrophysiologiques d'intégration auditive après réhabilitation de l'audition.

Email: lescanne@univ-tours.fr

■ Dans le numéro de septembre des cahiers de l'audition, Natalie Loundon nous présentait l'activité du Nouveau Necker à Paris. Comment s'organise l'activité ORL au CHU de Tours ?

Au CHU de Tours, nous sommes 9 ORL-CCF temps plein : Alain Robier, Emmanuel Lescanne, Sylvain Morinière, Soizick Pondaven, Franck Marmouset, David Bakhos, Eric Pinlong, Karim Hammoudi et Allan Roux. Notre activité recouvre tous les champs de la spécialité d'oto-rhino-laryngologie et chirurgie cervico-faciale. Afin de développer l'otologie, la neurotologie et l'audiologie nous pouvons nous appuyer sur la collaboration spécifique de 4 infirmières audiométristes, 6 orthophonistes et 2 psychologues. Trois audioprothésistes intervenant dans le service s'ajoutent à l'équipe : Mathieu Robier, Jean Marie et Carine Aoustin.

Le nouveau Bretonneau à Tours a aussi été un évènement hospitalier important car depuis 18 mois, le pôle Tête & Cou a regroupé dans un seul bâtiment très moderne les spécialités médico-chirurgicales qui contribuent avec l'ORL au diagnostic des troubles cochléo-vestibulaires

et à la réhabilitation audio-vestibulaire : neuro-imagerie, neurochirurgie, neurologie. A 400 mètres de Bretonneau, l'hôpital Clocheville est réservé aux disciplines pédiatriques. Il y a 10 ans, la construction d'un nouveau bâtiment sur Clocheville pour le service de chirurgie pédiatrique de la Tête & du Cou, le service des urgences pédiatriques et pour le bloc opératoire enfant participent à l'essor de notre activité. C'est dans ce service que nos plus petits patients sont traités, et qu'ils peuvent bénéficier le cas échéant de l'expertise du neurochirurgien pédiatrique ou du chirurgien maxillo-facial pédiatrique.

Au CHU, deux centres « Maladies Rares » sont labellisés : le centre des Surdités Génétiques et Congénitales et le centre des Malformations ORL. Aussi, je n'oublie pas de citer le CAMSP Clocheville et le service de génétique Bretonneau qui sont les maillons essentiels à ces activités d'expertise.

Quatre médecins (AR, EL, DB, SP) sont spécialisés dans la prise en charge diagnostique et thérapeutique des surdités des enfants, adolescents et adultes. Les explorations fonctionnelles audio-vestibulaires sont faites au CHU dans nos 5 cabines d'audiométrie insonorisées et nos 2 salles de vestibulométrie. Cumulant une expérience de plus

de 500 patients implantés et suivis dans le service, le centre d'implant soufflera 20 bougies dans quelques semaines !

■ Le dépistage systématique précoce de la surdité à la naissance est devenu une réalité. Comment est organisé ce dépistage dans ta région ? Quels résultats obtenez-vous (nombre de dépistés selon le degré de perte d'audition) ? Cela a-t-il modifié l'âge et le mode de prise en charge de ces nourrissons ?

Le défaut de prise en charge à une date appropriée de son déficit sensoriel constitue pour l'enfant sourd une perte de chances irréversible. Chez un nouveau-né, le dépistage de la surdité est rendu facile par les petits boîtiers de PEAA et d'OEAA. Le financement ciblé arrive dans nos territoires de santé depuis cette année 2013, autorisant dès lors l'organisation d'un dépistage exhaustif.

Notre expérience a toutefois débuté bien avant cette actualité car dès 2002, nous avons organisé le dépis-



tage en Indre & Loire. Afin d'être exhaustif, le PHRC¹ dirigé par Alain Robier a impliqué les deux maternités de l'agglomération Tourangelle, celles de Chinon et d'Amboise ainsi que l'unité de réanimation pédiatrique et de néonatalogie du CHU. Notre expérience présentée au congrès de la SFORL en 2012, d'après 62000 nouveau-nés testés entre 2003 et 2011, retrouvait une prévalence de surdité néonatale de 0,7 pour mille. Quarante neuf enfants sourds étaient diagnostiqués à un âge moyen de 5 mois. Le taux d'exhaustivité du dépistage atteignait 98%, en excluant l'année 2008 au cours de laquelle l'interruption temporaire du financement avait eu des conséquences fâcheuses sur l'organisation.

A partir de 2009, le programme a été progressivement étendu à la Région Centre et ses 6 départements. Le dépistage s'organisait dans 22 maternités, 2 unités de réanimation pédiatrique et 6 unités de néonatalogie. La coordination nécessaire à ce programme plus vaste a été facilitée par le réseau périnatalité de l'ARS qui délègue une secrétaire pour la collecte prospective des résultats des tests et un médecin ORL du service pour coordonner les acteurs du dépistage. Nous avons mis en place une réunion semestrielle avec chaque centre : l'une au printemps pour suivre et optimiser le suivi sur chaque site, l'autre à l'automne pour former les équipes. Le personnel peut ainsi améliorer sa compétence dans la réalisation des tests et nous lui enseignons l'éthique du dépistage de la surdité : dépistage diurne en présence des parents, information adaptée : ni trop alarmiste ni trop rassurante.

Le taux d'exhaustivité a vite grimpé passant de 24% en 2009, 43% en 2010 puis 95% en 2011. En 2012,

1. PHRC : programme hospitalier de recherche clinique

98% des 29 000 nouveau-nés en Région Centre étaient dépistés. La prévalence de la surdité néonatale a été identique à celle constatée en Indre & Loire. Dix neuf bébés ont été diagnostiqués avec parmi eux 3 enfants sourds moyen et 16 enfants sourds profonds. En pratique aujourd'hui, tous les acteurs impliqués observent le bénéfice de ce programme car, au delà même de la précocité de la prise en charge, la dynamique entre les professionnels de l'enfance, de la surdité et de l'éducation des enfants sourds est renforcée. A terme, l'avantage de la précocité reviendra évidemment aux enfants et à leurs familles.

■ Comment est organisé à Tours le réglage des implants et le suivi des enfants implantés ?

De plus en plus l'enfant qui a été opéré le matin sort le soir de son intervention. Nous le revoyons au pansement du 7^{ème} jour postopératoire puis il est confié aux audioprothésistes pour le réglage du processeur. Mathieu Robier, Jean Marie et Carine Aoustin et ont une grande expertise pédiatrique. Leurs premiers réglages peuvent débiter dès J10. En règle, pour les très jeunes, nous leurs planifions d'emblée 4 réglages le premier mois puis, selon l'audiométrie, de nouvelles séances sont ajoutées. Chaque mois, nous réservons une journée pour que 2 audioprothésistes et 1 infirmière audiométriste collaborent ensemble aux réglages difficiles (très jeunes enfants, poly-handicap, résultats insuffisants).

Ces rendez-vous avec l'audioprothésiste facilitent aussi la rencontre de l'enfant et des parents avec toute l'équipe du centre implant : orthophoniste, secrétaire, infirmière et bien sûr du staff médical.

Nous veillons ainsi à guider le quotidien de l'enfant implanté et de sa fa-

mille et gardons les liens étroits avec l'orthophoniste qui le rééduque.

■ Tu fais partie d'un Centre hospitalier universitaire, peux-tu nous présenter l'université François Rabelais dans laquelle tu enseignes. Quelles formations les étudiants peuvent-ils y suivre ? Combien de médecins sont formés par an ? Combien de professionnels sont formés par an dans ton service ?

L'UFR² de Médecine vient de fêter son cinquantenaire. C'est l'une des sept UFR de l'Université de Tours-François Rabelais qui compte aussi une école d'ingénieurs (Polytech' Tours) et deux IUT. L'offre de formation est donc riche avec un vaste choix de domaines axés sur le monde professionnel ou sur la recherche : DUT, licence, licence professionnelle, diplôme d'ingénieur, master professionnel ou recherche et aussi capacité d'orthophonie et bien sûr diplôme de docteur en médecine... La recherche est dynamique, forte de ses quatre écoles doctorales. Avec David Bakhos, nous sommes diplômés de l'Ecole Doctorale de Santé, aujourd'hui dénommée «SSBCV³». Plusieurs équipes INSERM sont sur le site Bretonneau, particulièrement l'unité 930 « imagerie & cerveau » qui nous accueille.

2. UFR : Unité de formation et de recherche

3. Santé, Sciences Biologiques et Chimie du Vivant

La faculté de Médecine et l'école d'orthophonie sont situées sur le même site que l'hôpital Bretonneau. En 2014, elle va s'agrandir pour s'adapter à l'augmentation du nombre d'étudiants en PACES⁴. Avec 250 places au concours d'entrée en 2ème année de médecine, ce sont autant de médecins qui sont formés chaque année à Tours. Les orthophonistes sont quant à elles 39 par promotion à l'école d'orthophonie.

Le service d'ORL-CCF accueille beaucoup d'étudiants de la faculté : externes de médecine, élèves orthophonistes. Viennent aussi en stage 3 étudiants audioprothésistes, issus des écoles de Fougères ou de Lyon. Selon les années, 2 ou 3 internes s'inscrivent au D.E.S.⁵ d'ORL-CCF de l'Université. Ils reçoivent leur formation clinique dans les hôpitaux de la région Centre. Le CHU où ils doivent faire la majorité des stages, dispose de 6 postes d'internes d'ORL-CCF dont 1 poste spécifique pour le stage d'explorations fonctionnelles en audio-phonologie.

■ Nous avons pu publier le travail de thèse du Dr David Bakhos (dont tu es le directeur de thèse) dans les cahiers de l'audition en 2013, qui utilise des méthodes d'électrophysiologie pour évaluer l'efficacité des prothèses auditives et des implants cochléaires dans la réhabilitation auditive de l'enfant. Quels sont les travaux de recherche et les travaux de thèse en cours à Tours ?

David qui a pris ses fonctions de MCU-PH⁶ au retour de son stage post-doc à la House Research Institute de Los Angeles revient pour continuer ses travaux de recherches sur les indices électrophysiologiques prédictifs d'un bon développement du langage oral.

4. Première année commune des études de santé

5. D.E.S. : diplôme d'enseignement spécialisé

6. Maître de conférence des Universités – praticien hospitalier

L'application de ces techniques pourrait améliorer la compréhension des modifications fonctionnelles corticales consécutives soit à la privation auditive soit à sa réhabilitation. A terme, nous voulons identifier les marqueurs du fonctionnement auditif cortical en lien avec les capacités langagières. De tels marqueurs pourraient fournir des facteurs pronostics et guider précocement les diverses modalités de rééducation. L'autre projet que nous avons débuté depuis plus d'un an consiste à l'identification d'indices objectifs de confort auditif chez les sourds réhabilités. Repérer de tels indices devrait faciliter le réglage des aides auditives notamment chez les jeunes enfants. Enfin, en collaboration avec l'équipe de réglage des implants cochléaires nous allons débiter une étude chez les patients implantés en utilisant la technique des potentiels composés évoqués électriquement (ECAPs).

■ J'ai eu l'occasion de visiter à plusieurs reprises l'hôpital Bretonneau de Tours et j'ai été très impressionné par l'activité clinique et de recherche, développées par Madame Barthélémy dans la prise en charge de l'autisme. Peux-tu nous parler de ce service ?

Quelles collaborations avez-vous avec cette équipe, quelles synergies avez-vous pu (ou aimerais tu) développer ?

Catherine Barthélémy, pédopsychiatre et neurophysiologiste au CHU a en effet une renommée internationale pour ses recherches dans la connaissance de l'autisme. Fédérant avec Frédérique Bonnet-Brilhault son équipe de chercheurs (équipe autisme U930 « imagerie & cerveau ») et de cliniciens du service d'Explorations Fonctionnelles et de Neurophysiologie en Pédopsychiatrie, elle vise un objectif : l'amélioration des stratégies diagnostiques et thérapeutiques chez les enfants atteints d'autisme. L'approche translationnelle qui comprend des descriptions cliniques et des explorations neurophysiologiques (EEG, potentiels évoqués, suivi du regard, IRM, IRMf) a déjà

permis une meilleure compréhension des mécanismes physiopathologiques et le développement thérapeutique. Couplées à la clinique, l'ensemble des recherches contribue à identifier les biomarqueurs reflétant les mécanismes physiopathologiques sous-jacents.

Nous collaborons ensemble depuis 5 ans à l'étude de marqueurs électrophysiologiques chez les patients sourds réhabilités. En effet, nous bénéficions de l'expérience de l'équipe autisme, en particulier celle de Nicole Bruneau et de Sylvie Roux qui maîtrisent la technique des potentiels évoqués auditifs corticaux de l'enfant. Nous pouvons alors explorer la réorganisation corticale à l'aide d'une technique non-invasive. Chez les enfants atteints d'autisme la perturbation de mécanismes élémentaires neurophysiologiques clés peut être à la base d'un déficit de traitement de l'information, lui-même source des difficultés comportementales observées. D'un point de vue neurophysiologique, la surdité neurosensorielle constitue un exemple de trouble sensoriel isolé. Ce déficit sensoriel congénital ou acquis peut être réhabilité. La plasticité développementale ou post-lésionnelle et la réponse à la stimulation auditive réservent encore beaucoup d'interrogations.

■ Tu participes à l'organisation d'un diplôme inter-universitaire avec le Pr Godey (Rennes) et le Pr Bordure (Nantes), intitulé 'Réhabilitation de l'audition'. A quel public s'adresse cette formation ? Quelles motivations vous ont conduit à créer ce diplôme ? Combien d'étudiants pouvez-vous accueillir ? Peux-tu nous décrire le contenu de cette formation et l'intérêt que les participants y trouvent.

Nos souhaits étaient en fait ceux des orientations du DPC d'aujourd'hui : améliorer la prise en charge des malentendants, améliorer les relations entre professionnels de la surdité, favoriser le travail en équipes pluriprofessionnelles. En créant le DIU « Réhabilitation de l'audition », nous avons regroupé l'expertise clinique



et pédagogique des équipes de Tours, Rennes et Nantes. L'expérience pédagogique de nos 3 services ORL hospitalo-universitaires s'ajoutait à celle de 2 écoles d'orthophonie (Tours, Nantes) et d'une école d'audioprothèse (Rennes-Fougères).

Les étudiants sont entre 15 et 20, c'est à dire un petit effectif pour rendre plus facile l'interactivité. Ce sont des professionnels installés ou des étudiants terminant la formation initiale en ORL, en orthophonie ou d'audioprothésiste.

Nos objectifs pédagogiques sont ciblés : définir les enjeux de la réhabilitation auditive selon l'âge, décrire l'intérêt de la réhabilitation ultra-précoce chez l'en-

fant, améliorer la thérapeutique par une approche pluridisciplinaire des malentendants et améliorer le lien entre professionnels (ORL, audioprothésistes, orthophonistes), actualiser les connaissances des prothèses auditives et systèmes implantés, améliorer le diagnostic des surdités génétiques, savoir évaluer les résultats de la chirurgie de la surdité et connaître ses facteurs prédictifs. Le programme est enseigné au cours de 3 séminaires de 2 jours et un stage de 10 demi-journées. Nous entamons en février la 5ème année de cours avec enthousiasme et je répondrai volontiers aux candidats qui veulent des informations (rehabilitation.audition@univ-tours.fr).

Les Cahiers de ***l'Audition***

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

La mise en ligne est offerte sur www.lescahiersdelaudition.fr
pour toute parution au sein de la revue

Pour tout renseignement, contactez le Collège National d'Audioprothèse
01.42.96.87.77 ou cna.paris@orange.fr

VOULEZ-VOUS CONNAÎTRE **LA SOLUTION POUR
FIDÉLISER** VOS PATIENTS TOUT EN LEUR
APPORTANT PLUS DE **SERVICES** ?



MY.WIDEX.COM

LE MEILLEUR MOYEN DE VOUS CONNECTER À VOS PATIENTS

IDÉE REÇUE N°1

Mes patients sont trop âgés, ils n'utilisent pas internet.

Faux : Les plus de 50 ans représentent 1/3 des internautes français et 2 seniors sur 3 se renseignent sur internet avant un achat important*.

IDÉE REÇUE N°2

Il n'y a pas de différences avec le site "grand public" www.widex.fr.

Faux : MY.WIDEX.COM est unique sur le marché. Il a été nominé en septembre 2013 au **Digital Communication Award** pour la plus-value apportée au lancement de DREAM™.

C'est une solution **innovante** qui renforce votre image de professionnel de santé, en donnant à chaque malentendant **ses propres informations** concernant son appareillage et sa surdité.

IDÉE REÇUE N°3

Cela prend trop de temps de proposer MY.WIDEX.COM lors de mon rendez-vous avec mon patient.

Faux : C'est une solution simple à mettre en oeuvre : pour inscrire le malentendant, celui-ci doit juste posséder une adresse e-mail valide. Par la suite cela procure un **gain de temps** important car le malentendant peut trouver de nombreuses réponses à ses questions directement sur le site. Et grâce au questionnaire de satisfaction, **les échanges sont plus rapides et sans déplacement** dans le centre !

IDÉE REÇUE N°4

Je vais perdre le contact privilégié avec mon patient.

Faux : MY.WIDEX.COM est un outil qui permet de fidéliser, parfois avant même que la vente ne soit conclue (espace contact audioprothésiste avec les coordonnées et horaires de votre centre). **C'est un vrai plus pour faire la différence !**

IDÉE REÇUE N°5

Tout est déjà dit pendant les rendez-vous d'appareillage.

Vrai : Mais 40 à 80% des conseils dispensés en rendez-vous ne sont pas retenus, **c'est donc une vraie extension de votre service.**

7,8 PATIENTS SUR 10 SONT SATISFAITS DE MY.WIDEX.COM**



8,2 AUDIOPROTHÉSISTES SUR 10 SONT SATISFAITS DE MY.WIDEX.COM**





Notes de lecture

Dernières parutions scientifiques

François DEGOVE

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

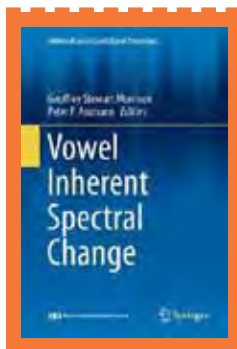
francois.degove
wanadoo.fr



VOWEL INHERENT SPECTRAL CHANGE

G. Stewart Morrison & P. F. Assmann

SPRINGER; 286p.; 2013



Le terme « Vowel Inherent Spectral Change » (VISC) correspond au changement spectral d'un phonème vocalique au cours du temps. Cet évolution est attachée à l'identité même du phonème vocalique en question. Cet ouvrage comporte 4 grandes parties. Dans la première il est montré que la stabilité de la forme vocalique est une des particularités essentielles de cette forme de phonèmes mais qu'elle n'est pas suffisante à leurs descriptions. En effet, la description spectrale s'inscrit dans une forme plus proche de la réalité. En particulier la description dynamique est une approche qui se corrèle mieux avec la perception auditive de l'homme. Cette modélisation semble particulièrement opérante dès lors qu'il s'agit d'analyser finement le mot de type CVC. Ce modèle semblerait corriger quel que peu l'hégémonie explicative de la coarticulation liée aux consonnes encadrant la voyelle. Dans le travail qui est présenté, il apparaîtrait que ce modèle serait un descriptif qui, au-delà des effets de coarticulation, permet une meilleure identité du phonème vocalique en général. Le chapitre suivant s'attache à décrire un modèle dynamique où il est tout de même montré que l'identification d'une voyelle isolée est moins facile

que l'identification dans un mot type CVC. Il est aussi montré que F1 et F2 sont les meilleurs marqueurs de l'identification vocalique. Une fois bien identifiée, l'évolution vocalique pourra se faire sans impliquer des incidents notoires sur l'identification du phonème.

Un point intéressant est lié au fait que l'identification du phonème vocalique se ferait de manière relativement optimale dès lors la mesure des formants se ferait correctement à 20 et à 70% de la durée du phonème. Ce point serait éventuellement à retenir pour les systèmes compressifs le leur zone de stabilité. Dans la partie consacrée à la production, la période de l'apprentissage et de la stabilisation de l'articulation est bien étudiée en particulier sur les enfants bilingues qui doivent introduire des marqueurs très sélectifs du fait de leur 2 langues.

Au final, ce livre est très enrichissant pour comprendre un peu l'évolution dans l'approche scientifique et ce que celle-ci peu nous apporter en termes de compréhension ou de repères.

LA PSYCHOLOGIE COGNITIVE

Ed ; M. DENIS

EDITION MAISON DES SCIENCES DE L'HOMME 309p. ; 2012.



Dans son introduction, M. Denis écrit : « La cognition : un concept partageable, un concept partagé ». Le système cognitif produit des représentations qui peuvent être manipulées, combinées et dont on peut en extraire des informations. Il est clair que cette activité d'extraction de l'information repose sur une base neurale. Les sens, l'ouïe en particulier, est à la base de cette activité. Cette réalité impose donc une approche transdisciplinaire cohérente et rigoureuse. L'auteur souligne malgré tout une différence notable entre les « réalités » du neurobiologiste et celles du psychologue : si pour le premier la dimension matérialiste ne fait pas de doute il n'en va pas de même pour le second. Celui-ci doit et globalement fait accepter l'idée selon laquelle : « les représentations mentales sont des réalités psychologiques qui n'ont pas le statut d'observables, tout en étant présumées « connaissables » par des chercheurs ».

Cette proposition doit être acceptée et prise dans un sens qui nous semble cohérent avec celui que donne D. Pestre dans un ouvrage récent : « A Contre Science » Le seuil 2013. Dans ce livre il écrit : « Faire science = faire advenir des phénomènes. La nature produisant plus de bruit que de signal, il faut optimiser. » Il ajoute un peu plus loin : « Les faits de science sont raffinés, modelés pour être produits. Mais le résultat n'est pas arbitraire »

Développer et faire accepter un tel point de vue semble primordial si on veut faire avancer la prise en compte des résultats d'un domaine comme celui qui est abordé dans l'ouvrage dirigé par M. Denis. En effet, les étudiants mais aussi les professionnels doivent et devront de plus en plus se pénétrer d'une vision plus réaliste et plus « moderne » de la science telle qu'elle se fait !



La psychologie cognitive présente cette caractéristique des sciences qui consiste à concevoir des modèles pour tester et valider ses propositions. Ses résultats ne sont pas arbitraires. Cette démarche est très proche de la démarche de l'ingénieur qui construit ses modèles pour mieux comprendre le « comportement » de son laminier par exemple. Une fois celui-ci conçu il pourra l'utiliser sur certains segments de son travail pour tester certaines hypothèses de réglage ce qui réduira le tâtonnement et augmentera d'autant le rendement.

Nous relèverons d'abord un certain nombre de remarques comme par exemple le fait de savoir si une représentation interne doit être consciente pour avoir une incidence comportementale (apprentissage, fixation d'attention...). C'est une question intéressante. Nous aurions aussi envie de demander aux psychologues et aux neurobiologistes à partir de quand un signal devient biologiquement opérant. C'est une interrogation qui recoupe en partie la question de l'apprentissage. Il est fait référence aussi à la notion de fonctions par lesquelles s'exprime la cognition. L'auteur note : « La psychologie est la seule qui appuie sa démarche sur la collecte et l'interprétation d'indicateurs. De mémoire cela semble un peu renvoyer à la notion de fonction d'indication. Ainsi par exemple, la succion serait « l'indicateur de l'attention portée par un bébé ». Nous connaissons aussi des réponses évoquées par conditionnement chez les tous petits qui pourraient être assimilées à cela.

L'approche « cognitive » est une approche plus globalisante qui présente l'intérêt de s'agréger en domaines plus vastes donc qui rassemble plus de chercheurs et du coup apportent le plus souvent des réponses plus modulées mais aussi plus pertinentes. Ces constructions nous permettent de

construire des grilles de lecture et d'analyse. Elles permettent aussi de meilleures performances en termes de construction de programmes de prise en charge de certaines anomalies qui nous concernent (CAPD par exemple).

Nous pouvons déjà à partir de là entrevoir la nécessité pour les professionnels de l'audiologie d'une appréhension positive de ces démarches scientifiques. Elles ne sont pas arbitraires ni « poussées ». Elles n'ont pas pour but d'apporter des réponses un peu « forcées » histoire de présenter des résultats coute que coute !

En ce qui concerne maintenant le contenu pratique du livre, il comprend 9 chapitres. Il est un peu plus orienté vers la perception visuelle. Certaines questions sont posées à partir de : « comment fonctionne la perception ? ». Cette question s'appuie sur l'idée de l'action nécessaire à l'extraction de l'information sensorielle. Plusieurs modèles sont décrits. Ils dépendent du niveau biologique visé. De manière générale il reste que la perception ne doit pas trop se concevoir dans un mode unicanal. Le caractère multisensoriel ne doit jamais être oublié. Le chapitre 2 traite de la sensorimotricité. La question est la suivante : comment à partir d'une infinité de possibilités le sujet choisit-il et/ou parvient-il à une coordination précise qui le conduit à ses fins ? L'un des points nous concerne particulièrement c'est l'accomplissement d'un geste sous contrôle sensoriel. Le chapitre 3 évalue l'état des connaissances dans un domaine à « très forte teneur cognitive, comme les célèbres cartes cognitives ». Un exemple : l'appréhension de l'espace pour se déplacer. Le chapitre 4 concerne l'audition. L'auteur, Ch. Lorenzi a réussi un travail exemplaire. C'est sans doute ce qui a été écrit de mieux depuis bien longtemps si on rapporte la précision de l'analyse et « la mise à niveau » par l'auteur

de connaissances très récentes, souvent assez abstraites et qu'il a su rendre accessibles sans en enterrer l'essentiel. A lui seul ce chapitre devrait conduire l'essentiel des directeurs d'enseignements à faire l'acquisition de cet ouvrage pour le laisser accessible aux étudiants voire leur conseiller d'en faire l'acquisition. Le chapitre 5 présente lui aussi un grand intérêt puisqu'il s'agit de la perception et de la production de la parole. Ce chapitre permet de refaire le point sur l'acquisition de la parole et la mise en place des systèmes de communication des langues orales. Celles-ci permettent entre autres, « la production de sons contrastés et aisément différenciables par le système auditif ». Le chapitre 6 s'inscrit plus dans la tradition psycholinguistique, la compréhension des phrases. Les travaux présentés font émerger la nécessité d'introduire le facteur mémoire à long terme. Le chapitre 7 parle de la question des « logiciels mentaux ». Dans ce chapitre les auteurs montrent que la familiarité est un paramètre contextuel qui vient moduler le raisonnement. Le chapitre 8 porte sur les sujets liés à l'acquisition. Plusieurs « systèmes de mémoires » y sont exposés. Le chapitre 9 aborde les bases neurobiologiques des émotions. C'est un peu un clin d'œil à l'introduction et au rapport de plus en plus étroit que la psychologie développe entre un comportement et son substrat.

Au total ce livre est intéressant à plusieurs titres. D'abord parce qu'il permet de refaire un point sur l'état des connaissances dans un domaine avec lequel nous « cohabitons » tous les jours mais aussi parce que ce monde voit ses hypothèses se confirmer et être validées par des approches connexes dont certaines sont très proches de nos divers exercices quotidiens aussi.

PEDIATRIC AUDIOLOGY REHABILITATION

From Infancy to Adolescence

E. M. FITZPATRICK; S. P. DOUCET

THIEME, 225 p.; 2013



L'audiologie prothétique commence à entrer dans une nouvelle phase de maturité. En effet, nombreux sont ceux qui se posent des questions : « les cibles que je choisis sont-elles adaptées ? La méthodologie que j'utilise est-elle la bonne ? Suis-je en train d'optimiser le potentiel auditif de mon patient ? » Etc, etc. Chez l'adulte le plus souvent celui-ci peut guider le professionnel. Parfois et même souvent dans une direction qui n'est pas forcément la bonne à moyen et long terme. Pourquoi faire un effort ? Je préfère porter une aide moins efficace mais qui ne me gêne pas. Et, pourquoi pas. Sauf que le rôle d'un professionnel de santé n'est pas seulement celui de vendre des soins, une aide auditive sans son adaptation optimale dans le cas présent mais, d'entreprendre et de mener à bien si possible une véritable réhabilitation dans un cadre élargi. Dans le cas d'un enfant surtout si il est très jeune il n'aide pas beaucoup le professionnel par ses remarques. Par certains de ses comportements oui, mais il ne guide pas par des commentaires. Il faut donc être sûr de soi et connaître parfaitement sa pratique. Dit autrement, ne pas faire n'importe quoi. Ce livre a donc pour objectif de répondre à l'impératif d'un professionnel à qui une famille demande de réaliser une adaptation prothétique car elle souhaite que son enfant accède au langage parlé et qu'il puisse s'intégrer à sa famille et vivre au milieu des autres petits enfants. La démarche entreprise dans ce livre est d'autant plus importante que l'environnement technologique et médical a évolué ces dernières années. Il est possible voire même obligatoire maintenant grâce au dépistage de détecter des surdités très

précocement. Alors, à quoi bon investir dans le dépistage précoce si ce n'est pour appareiller « le plus tôt possible » en prenant en compte le niveau de perte auditive pour déterminer « le plus tôt possible » souhaitable. L'un des aspects qui caractérisent la prise en charge de la surdité de l'enfant c'est que celle-ci ne peut se résumer à la prise en charge « technologique » ou médicale. Même si les progrès sont très importants dans ces domaines ils ne sont pas séparables de l'environnement éducatif, rééducatif et affectif.

L'ouvrage comprend 12 chapitres. Les chapitres 1 à 4 sont des chapitres qui touchent des aspects plus scientifiques, médicaux et technologiques : le 1 l'audition comme base de la communication parlée, le 2 comprendre la surdité, le 3 optimiser le potentiel d'écoute au travers d'une aide auditive, le 4 optimiser le potentiel d'écoute au travers d'un implant cochléaire. Les chapitres 5 à 11 présentent les conduites qui doivent permettre une optimisation du potentiel en fonction de l'environnement. Le 5 créer un environnement optimal d'écoute et d'apprentissage la première année de la prise en charge, le 6 l'apprentissage et l'écoute en continu dans la prime enfance (l'écoute doit elle être confinée aux seules heures d'éveil ?), le 7 adapter les interventions pour les enfants avec surdité associée à d'autres besoins spécifiques (30 à 40% des enfants sourds présentent un ou plusieurs handicaps autres que la surdité), le 8 l'environnement auditif et son accessibilité, le 9 langage entendu et parlé à l'école et en dehors, le 10 évalue le degré d'alphabétisation avec la capacité d'écoute et le niveau de langage parlé, le 11 réflexion sur la transition vers la vie à l'âge adulte avec une surdité. Le chapitre 12 est une table ronde sur le thème de la réhabilitation auditive dans le monde.

Ce livre apportera beaucoup à tous les professionnels qui souhaitent approfondir leurs connaissances dans un domaine très intéressant qu'on ne peut pas aborder sans une réelle implication personnelle et une volonté d'apprentissage. Il existe un DU de bon niveau à Paris dans ce domaine. Il faut indiscutablement en suivre l'enseignement si on veut accéder à ce type de pratique. Mais qu'on le fasse pendant ou après c'est sans doute l'occasion de se plonger dans cet ouvrage qui sera à n'en pas douter un complément de très bon niveau.

Découvrez les nouveautés
2013 : **Oticon Alta,**
Nera et Sensei !

**Une plateforme aux performances
incroyables pour un son exceptionnel !**



Oticon est heureux de vous présenter ses 3 nouveautés 2013 bâties sur la plateforme Inium.

NOUVEAUTÉ JANVIER 2013. Gamme Alta, une technologie Premium pour une énergie sur mesure !

Oticon Alta Pro/Alta est une nouvelle famille d'aides auditives haut de gamme, pouvant être personnalisées, bien sûr selon l'audition du patient et ses besoins personnels, mais aussi selon ses goûts sonores. Alta hisse les performances de nos technologies à un niveau inégalé sur le marché.

NOUVEAUTÉ SEPTEMBRE 2013. Gamme Nera, une technologie « Avancée » pour un son exceptionnel !

Oticon Nera Pro/Nera, notre nouvelle solution milieu de gamme, que l'on appelle « gamme avancée », est directement déclinée de notre haut de gamme Alta Pro et Alta. Ces aides auditives offrent un son exceptionnel et des

technologies inégalées à un tel niveau de gamme, et toujours la possibilité de personnaliser les aides auditives selon les goûts sonores de l'utilisateur.

NOUVEAUTÉ OCTOBRE 2013. Gamme Sensei, parce que chaque enfant mérite le meilleur...

La famille Oticon Sensei Pro et Sensei qui permet une combinaison optimale des performances des aides auditives Premium, et permet également l'intégration d'innovations et de fonctionnalités spécifiques pour la pédiatrie...

Compatibles avec tous les **accessoires ConnectLine**, les solutions auditives Oticon sauront vous séduire et être appréciées de tous vos clients.



oticon
PEOPLE FIRST

Vous ne connaissez pas encore ces gammes ? Contactez notre service commercial Oticon France au **01 41 88 01 50** pour en savoir plus.



Veille acouphènes

Le traitement acoustique de la « triade classique » : acouphène - surdité - hyperacousie avec ou sans dysesthésie faciale

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



**Dr Marie-Paule
THILL**

Introduction

L'audioprothésiste auquel un médecin nez-gorge-oreille adresse un patient acouphénique dûment muni d'une audiométrie attestant sa surdité aura le réflexe de contrôler son seuil subjectif d'inconfort. Celui-ci peut lui indiquer la présence d'un seuil d'inconfort à des valeurs anormalement basse (par exemple 70 à 80 dB). Ce premier indice mènera sans doute l'acouphéno-spécialiste vers d'autres questionnements sur la présence d'une éventuelle association de symptômes (hyperacousie, somato-acouphène).

La poursuite de l'entretien se fait classiquement par des questionnaires ayant pour cible soit l'acouphène comme le THI -voir à ce sujet notre revue de littérature (Lurquin & coll 2013a) ou l'ensemble des symptômes comme le questionnaire BAHIA (Lurquin & coll 2013b). D'autres questionnaires spécialisés comme celui de Nelting ou de Khalifa ont l'ambition de mesurer l'hyperacousie.

Après la réalisation du questionnaire BAHIA l'obtention de scores élevés aux quatre échelles d'« importance du problème » ((Question 1 du BAHIA) soit acouphène, surdité, sensibilité aux sons et gêne faciale) alerteront l'audioprothésiste à la fois quant à :

- La multiplicité des plaintes et l'importance de chaque problème.
- la nécessité de ne pas dissocier ces symptômes.
- le besoin d'apporter par l'adaptation d'un appareil combiné une réponse globale à l'ensemble des plaintes.
- Catégoriser le type de TRT.
- Préciser les plaintes.
- La contrainte de ne pas amplifier directement et donc l'application d'un glissement d'un type de TRT à un autre (type III puis type II) au cours de la thérapie.

- L'obligation d'aborder dans le counselling les aspects neurologiques et en particulier les hypothèses désignant le noyau cochléaire comme seul responsable de ces plaintes.

Les conditions d'apparition de la triade

L'acouphène

Les hypothèses à propos des causes de l'émergence de ce signal « aberrant » ainsi que de son lieu d'origine ont été nombreuses. Il semble exister aujourd'hui un certain consensus désignant le noyau cochléaire dorsal (NCD) comme le principal générateur mis en cause. C'est en fait dans ce premier relais des voies auditives centrales qu'on a pu enregistrer une hyperactivité neuronale même en l'absence de stimulation auditive.

Toutes les études réalisées sur différentes espèces de mammifères (hamsters, rats, souris, chinchillas et cochons d'Inde) ont montré une augmentation du taux de décharge dans le NCD suite à une lésion périphérique induite. (Kaltenbach 2006,

Zhang, 1998). Cette hyperactivité qui émerge progressivement plaide pour une implication de la plasticité neurale au niveau du NCD suite à une diminution de l'activité périphérique liée à une (micro)-lésion cochléaire.

Pour Levine, (1999) le noyau cochléaire dorsal (NCD) serait le site générateur de l'hyperactivité. Celui-ci a une importante activité spontanée, mais la stimulation du nerf auditif ipsilatéral inhibe en temps normal cette activité. Un manque d'influx nerveux en provenance de la cochlée cause dès lors la levée d'inhibition du NCD et augmente l'activité spontanée.

L'activité neurale est également modifiée dans le cortex auditif suite à une sous stimulation. Non seulement le taux de décharges augmente mais également le synchronisme des neurones corticaux (Norena & Eggermont, 2003). Les neurones dont la synchronisation augmente sont ceux situés en bordure de la fréquence traumatisée, donc dans la zone corticale « réorganisée ». Cette zone fréquentielle correspond en général au « spectre » perçu des acouphènes estimés chez l'homme.

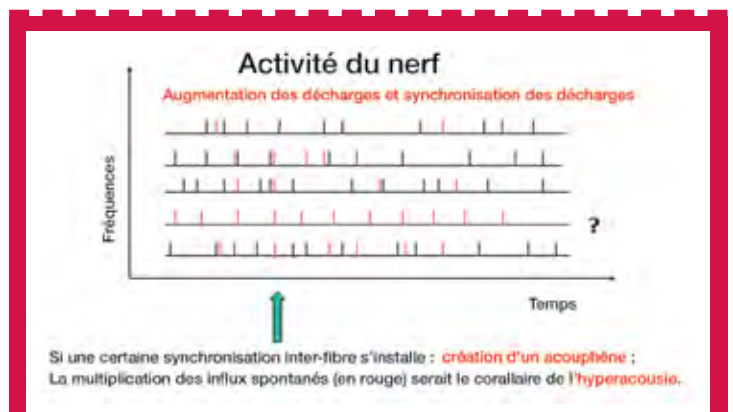


Figure 1 : La figure montre cinq fibres unitaires qui véhiculent chacune des influx de gauche à droite en provenance de la cochlée (en noir) ou compensatoires en provenance de NCD (en rouge) vers le cortex auditif. Cette augmentation d'influx est décodée comme une augmentation d'intensité. La quatrième fibre ne véhicule plus d'activité cochléaire (zone morte, ZIC).



C'est la raison pour laquelle on a pu établir une corrélation entre la présence de zones cochléaires mortes et celle d'acouphène (Thill & coll 2003). Lorsque les fibres entourant la zone lésée présentent une synchronisation de leurs potentiels d'action une perception fantôme (acouphène) apparaît.

■ L'hyperacousie

Une (micro)-lésion cochléaire provoque une interruption des stimulations des régions corticales correspondant à la bande de fréquence endommagée. Par réorganisation les neurones corticaux correspondant à la perte auditive deviennent sensibles aux fréquences adjacentes (Eggermont & Komiya, 2000). Ceci provoque une surreprésentation corticale des fréquences encadrant la lésion et serait à l'origine de l'hyperacousie (Norena & Eggermont, 2003). En effet ces auteurs ont pu mettre en évidence que le taux de décharges augmente plus rapidement que la normale en fonction de l'intensité : cette augmentation du gain central pourrait être le corrélat neural de l'hyperacousie.

Elle a pour conséquence l'hyper-sensibilité acoustique par un mécanisme d'augmentation du gain central et en conséquence un poids surajouté à chaque sensation sonore y compris les plus faibles.

La création de l'hyperacousie peut donc être considérée comme un effet secondaire - non désiré - de la plasticité cérébrale et de la mise en place d'une activité compensatoire en réponse à une sous-stimulation périphérique. La réponse qui en découle est normale et neurophysiologique.

Il convient de rappeler que l'on retrouve à ce niveau une tonotopie et une spécificité fréquentielle des neurones. En conséquence un patient pourra développer une hyperacousie ou un acouphène sur une zone fréquentielle limitée.

La mauvaise réponse audioprothétique à fournir à un patient présentant une hyperacousie sera donc la fourniture d'une protection auditive (bouchon anti-bruit sur mesure ou non). Dans ce cas l'audioprothésiste fournira au mieux une réponse non thérapeutique permettant seulement l'éviction de la gêne. En effet le confort apporté par les obturateurs d'oreille va renforcer la sous-stimulation et donc l'hyperacousie qui aura tendance à se propager aux fréquences adjacentes. L'augmentation du gain central sous-jacente amènera fréquemment le patient à réclamer des protections auditives plus importantes et plus efficaces... Depuis la boule Quiès jusqu'au casque actif anti-bruit il peut n'y avoir que quelques années... L'histoire de l'évolution d'un grand hyperacousique est toujours intéressante à retracer et doit être incluse à l'anamnèse. Nous rencontrons fréquemment de grands hyperacousiques dont l'hyper-sensibilité auditive a considérablement impacté leur vie sociale. Celle-ci a entraîné un véritable repli et une modification comportementale conduisant régulièrement à des situations de décrochage professionnel voire de rupture conjugale.

La vraie réponse professionnelle ne serait-elle pas la proposition d'une TRT (type III), avec des producteurs de bruit blanc, destinée à restimuler les neurones « dormeurs », inhiber l'hyperactivité du noyau cochléaire de manière durable et obtenir une diminution du gain central ?

■ Les somato-acouphènes

C'est également au niveau du noyau cochléaire dorsal que les voies auditives et somato-sensorielles se rejoignent. Il est donc possible que des messages des récepteurs sensoriels de la face et du cou puissent moduler l'information auditive. (Lurquin, Real & Cotton 2013).

De plus certains patients présente-

ront conjointement à leur acouphène, du même côté que celui-ci, en cas de lésion unilatérale une plainte de dysesthésie faciale (douleur, gêne, sensation aberrante). L'acouphène doit aujourd'hui être considéré dans certains cas comme l'expression de la plasticité de ces neurones polysensoriels. En conséquence limiter l'investigation de l'acouphène à la recherche de sa fréquence et de son intensité subjective peut aujourd'hui s'avérer insuffisant. Il convient de rajouter la notion de somato-acouphènes tant dans l'anamnèse que dans les explications à fournir au patient.

Dans de nombreux cas nous avons rencontré des patients acouphéniques ayant la capacité de moduler leur acouphène par pression sur le visage sans que cette disposition ne crée d'anxiété. Toutefois les acouphéniques rapportant la perception continue d'une dysesthésie faciale sous forme d'une sensation de chaleur, de douleur de gonflement ou de picotements dans les régions innervées par le trijumeau peuvent en éprouver une gêne permanente qu'ils doivent gérer conjointement à leur acouphène.

■ Un peu de psychologie...

Les concepts théoriques expliquant genèse et pérennisation de la triade surdité - « somato-acouphène » - hyperacousie sont donc établis : augmentation du taux de décharges spontanées dans le noyau cochléaire dorsal, réorganisation des cartes tonotopiques, et augmentation du synchronisme neural dans le cortex auditif.

Jusqu'ici le descriptif ci-dessus laisse peu de place aux aspects psychologiques ou émotionnels. Une fois l'acouphène créé, la gestion de celui-ci par le patient ouvre la porte aux distorsions cognitives souvent générées par un counselling insuffisant, inadéquat voire négatif.



■ Implication du système limbique sur la composante émotionnelle de l'acouphène

Le système limbique est constitué d'aires appartenant au cerveau archaïque ou reptilien et de noyaux sous-corticaux (amygdale, septum...). Ce réseau est impliqué dans les émotions, la motivation, l'apprentissage, l'autodéfense...

Lorsque le signal de l'acouphène est pérennisé au niveau des relais sous corticaux, il active l'amygdale via la voie sous-cortico-amygdalienne. Celle-ci participe au tri entre stimuli sensoriels neutres et ceux vécus comme positifs ou négatifs. Elle est considérée comme le centre des réflexes conditionnés. Ensuite l'acouphène sera mis en mémoire comme toute expérience émotionnelle (ici négative). Plus le patient va écouter son acouphène, plus il va avoir des sentiments de peur et d'anxiété entraînant une augmentation de la détection de l'acouphène au niveau des filtres sous corticaux.

La quasi-totalité des acouphènes sont associés à une perte auditive plus ou moins importante, même s'il s'agit parfois uniquement de « microlésions ». La perte de l'audition combinée à un stress peut être à la base d'une activité cérébrale aberrante et compensatoire entraînant l'apparition et la pérennisation d'un acouphène. (S.Hebert & al 2012).

Le modèle de Jastreboff (Lurquin & Real 2012) montre également clairement une autre boucle d'emballement inconsciente faisant intervenir les interconnexions entre les filtres sous corticaux, le système limbique et le système autonome responsable de l'expression somatique du stress et de la mise en état d'alerte. Une bonne explication de ce modèle fera également partie intégrante du counselling diffusé par l'audioprothésiste.

■ Le plan thérapeutique

Celui-ci consiste à considérer l'âge du patient, l'ancienneté de ses plaintes, l'importance du problème et des symptômes associés pour dresser un programme de réhabilitation basé sur une stimulation acoustique appropriée grâce au générateur de bruit blanc de l'appareil combiné.

Celui a comme qualité de pouvoir être modelé par l'audioprothésiste et ne pas dépasser un niveau liminaire (par exemple 2 à 3 dB SL).

Un des points essentiels est la priorité et la chronologie dans le traitement : il est indispensable de ne pas démarrer par la prise en charge de la surdité lorsque la plainte principale est l'acouphène ou l'hyperacousie. En effet comment expliquer qu'un patient qui consulte pour intolérance reçoive en retour une prescription pour un appareil amplificateur ? On peut tabler sur une accoutumance sur la durée à condition que le patient puisse endurer son amplification comme un patient lombalgique devrait supporter la musculation...

Nous proposons au contraire de procéder par étape en soignant d'abord l'hyperacousie, puis l'acouphène et en fin la surdité en dernier lieu. En d'autres termes : d'abord désensibiliser, obtenir un relèvement des seuils d'inconfort puis amplifier sur une meilleure dynamique.

La durée totale de cette thérapie peut atteindre un an.

L'acouphène peut être soigné simultanément à l'hyperacousie seulement si celle-ci permet au patient de supporter un bruit blanc réglé au point de mélange toute la journée.

Si celui-ci correspond, comme souvent, à plus ou moins 5 dB SL il convient d'accepter qu'un patient ayant une très petite dynamique auditive n'ait pas la capacité de supporter cette intensité quinze ou seize heures durant. L'avantage du bruit blanc sur l'amplification tient en deux points.

D'une part un son permanent, continu ajustable éventuellement par l'utilisateur sera plus aisé à supporter qu'un son imprévisible présentant des variations de niveau incontrôlables et aléatoires comme l'environnement sonore.

D'autres part il faut, aussi rappeler à ce stade que le bruit blanc sera plus stimulant car 80 % des acouphènes se situent dans l'octave 4000 à 8000 Hz or les sons du langage dans cette bande de fréquence sont rarissimes et de très faible amplitude...

Nous proposons au travers du plan thérapeutique de soigner d'abord l'hyperacousie puis après quelques semaines ou mois d'augmenter le niveau du bruit pour atteindre un niveau équivalent à l'acouphène (point de mélange). L'audition sera traitée en dernier lieu voire simultanément en fonction de l'ordre de priorité défini par la question 1 du BAHIA.

■ Bibliographie

- DEHMEL S, CUI YL, SHORE SE. Cross-Modal Interactions of Auditory and Somatic Inputs in the Brainstem and Midbrain and their Imbalance in Tinnitus and Deafness. *American Journal of Audiology*. 2008; Vol. 17: 193-209.
- EGGERMONT JJ, KOMIYA H. Moderate noise trauma in juvenile cats results in profound cortical topographic map changes in adulthood. *Hearing Research*. 2000; 141: 89-101.
- HEBERT S., CANLON B., HASSON D. (2012). Emotional Exhaustion as a Predictor of Tinnitus. *Psychother Psychosom*, 81(5), 324-326.

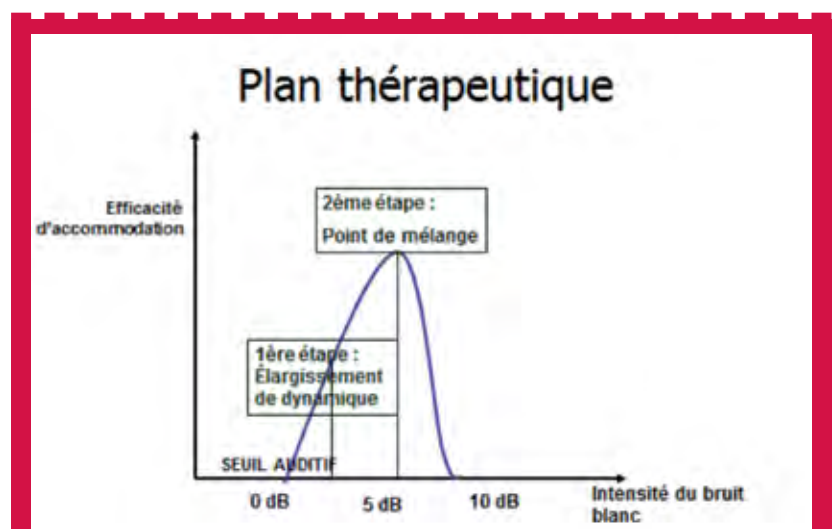


Figure 2 : Représentation graphique des niveaux d'intensité utilisés pour un plan thérapeutique visant d'abord à élargir la dynamique (1^{ère} étape) puis à sortir l'acouphène hors du champ de conscience dans un second temps



KALTENBACH JA. Summary of evidence pointing to a role of the dorsal cochlear nucleus in the etiology of tinnitus. *Acta Oto-Laryngologica*. 2006; 126: 20-26.

KALTENBACH JA & al. Tinnitus as a plastic phenomenon and its possible neural underpinnings in the dorsal cochlear nucleus. *Hearing Research*. 2005; 206(1-2): 200-26.

LEVINE RA. Somatic (Craniocervical) Tinnitus and the Dorsal Cochlear Nucleus Hypothesis. *American Journal of Otolaryngology*. 1999; 20(6): 351-62.

LURQUIN P, WIENER V, THILL MP, LAMBERT O. « L'hyperacousie : un symptôme banal du patient désafférenté ? » *Les Cahiers de l'Audition* vol 16 N° 4 pp 22-31,2003

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

LURQUIN P, REAL M. « Le counselling » *Veille Acouphène - Les Cahiers de l'Audition* Vol 25/5,2012,pp 36-38

LURQUIN P, REAL M., COTTON P.
« Les somato-acouphènes » *Veille Acouphène* *Les Cahiers de l'Audition* Vol 25/6,2012, pp 26-29

LURQUIN P, REAL M., LELEU O.
« Les questionnaires : revue de littérature » *Veille Acouphène - Les Cahiers de l'Audition* Vol 26/2 pp 76-79,2013

LURQUIN P, REAL M., LELEU O
« BAHIA : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique » *Veille Acouphène - Les Cahiers de l'Audition* Vol 26/3 pp 40-43,2013

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

THILL MP, LURQUIN P, COTTON P, DEBATY M, REAL M, HOROI M.

« Les somato-acouphènes (revue) : une conséquence de la plasticité et de l'intégration bimodale dans le noyau cochléaire dorsal » *Rev Laryngol Otol Rhinol*. Vol 133/3 pp115-118,2012

NORENA AJ, EGGERMONT JJ. Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus. *Hearing Research*. 2003; 183: 137-153.

SHORE SE, EL KASHIAN H, LU J. Effects of trigeminal ganglion stimulation on unit activity of ventral cochlear nucleus neurons. *Neuroscience*. 2003; 119(4): 1085-1101

SHORE SE. Multisensory integration in the dorsal cochlear nucleus: unit responses to acoustic and trigeminal ganglion stimulation. *European Journal of Neuroscience*. 2005; 21(12): 3334-48

SHORE SE, KOEHLER S, OLDAKOWSKI M, HUGHES LF, SYED S. Dorsal cochlear nucleus responses to somatosensory stimulation are enhanced after noise-induced hearing loss. *European Journal of Neuroscience*. 2008; 27:155-168.

ZHANG JS, KALTENBACH JA. Increases in spontaneous activity in the dorsal cochlear nucleus of the rat following exposure to high-intensity sound. *Neuroscience letters*. 1998; 250: 197-200.

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

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

A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES*

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

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

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

CONTACTEZ NOUS !!!

SARL au capital de 1.000.000 € RCS Clamart 431.620.298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



Veille gériatrique

La chute : modèle de réflexion gériatrique pluridisciplinaire

Arach MADJLESSI

Gériatre des hôpitaux
Clinique Allera
Labrouste (Paris 15)
et Centre Luxembourg
(Paris 6)
Président Société
Française de Réflexion
Sensori-Cognitive
(SOFRESC)

La chute est définie comme le fait de se retrouver involontairement sur le sol ou dans une position de niveau inférieur par rapport à sa position de départ (ou comment expliquer de manière très compliquée quelque chose de simple !). Le caractère répétitif des chutes est considéré à partir du moment où la personne a fait au moins deux chutes sur une période de 12 mois

Les chutes répétées sont fréquentes avec une prévalence qui augmente avec l'avancée en âge.

- Chez les personnes de plus de 65 ans, un tiers a fait une chute dans les 12 mois précédents

- Chez les personnes de plus de 80 ans, 40 à 50% ont fait une chute dans les 12 mois précédents.

Il ne faut banaliser la chute et avoir une réflexion sérieuse, pluridisciplinaire autour du gériatre pour éviter que d'autres chutes surviennent. Le fameux diagnostic de chute mécanique (!?) sans réflexion qui fait repartir le patient, jusqu'à la prochaine chute avec ou sans fracture, ne doit plus exister.

Il s'agit d'un moment de réflexion, essentiel pour l'autonomie et la qualité de vie des plus âgés. Il faut prendre en charge de manière rapide et adaptée les patients concernés. Il s'agit d'une urgence qu'il faut analyser en prenant le temps nécessaire.

Les chutes ont souvent une origine plurifactorielle, il ne faut pas s'arrêter à un raisonnement simpliste et faussement rassurant. Car la personne qui est tombée, se rend souvent compte de sa fragilité à ce moment là, et minimise les choses : je me suis pris les pieds dans le tapis, Docteur, je vais rentrer chez moi et tout va bien aller... Il faut avoir une attitude systématique et rationnelle pour éliminer l'ensemble des causes intrinsèques et extrinsèques de la chute, et bien expliquer sans dramatiser non plus. Bien vieillir, nous sommes à

un moment clé face à une chute du dépistage de l'ensemble des « fragilités » qui peuvent décompenser et entraîner une perte d'autonomie.

« Qui a chu choira ! », le premier facteur de risque de la chute est la chute ! Il s'agit donc très rarement d'un accident totalement fortuit, c'est plutôt une « désadaptation » de l'individu à son environnement, favorisée par de multiples facteurs : perte progressive des mécanismes d'adaptation à l'équilibre, affection(s) aiguë(s), effet indésirable d'un médicament,... et très souvent plusieurs facteurs à la fois.

La prise en charge du chuteur, comme toutes les réflexions gériatriques dans les années futures doit être basée sur la prévention et le repérage des « fragilités » et en essayant d'y apporter des réponses adaptées.

Quel est le bilan à réaliser en cas de chutes répétées ? Que faut-il rechercher et comment ?

Ce risque est particulièrement élevé en présence :

- d'une augmentation récente de la fréquence des chutes ;
- d'un nombre de facteurs de risque de chute ≥ 3
- d'un trouble de l'équilibre et/ou de la marche évalué par une station unipodale ≤ 5 secondes et un score au timed up & go test ≥ 20 secondes
- Il est recommandé d'évaluer la gravité potentielle d'une nouvelle chute en identifiant systématiquement les trois principales situations à risque.
 - une ostéoporose avérée à l'ostéodensitométrie et/ou un antécédent de fracture ostéoporotique (risque de fractures plus importantes en cas de chute)

- la prise de médicaments anti-coagulants (risque d'hématomes en particuliers hématomes cérébraux avec des conséquences sévères) ;

- l'isolement social et familial et/ou le fait de vivre seul (en cas de récurrence, surtout si vous ne pouvez pas vous relever, les conséquences sont plus graves.

Dans les suites d'une chute survenant chez une personne faisant des chutes répétées, il est recommandé de réévaluer la personne dans un délai d'une semaine. Il ne faut jamais penser que tout va bien aller et la chute n'est survenue qu'une fois et c'est fini, il convient de suivre ces personnes comme le lait sur le feu (il faut surveiller la fragilité).

Le but de cette réévaluation est :

- de rechercher les facteurs exposant à un risque de récurrence de chute grave qui sont la peur de chuter et une restriction des activités de la vie quotidienne, l'existence d'un syndrome post-chute qui peut s'installer après la survenue de la chute ou passer inaperçu lors de l'évaluation initiale.

Rechercher systématiquement les facteurs de risque de chute :

Les facteurs de risque de chute peuvent être classés en deux catégories :

- les facteurs prédisposants qui correspondent le plus souvent au cumul de facteurs de risque dits intrinsèques, c'est-à-dire dépendant le plus souvent de l'état de santé de la personne ;
- les facteurs précipitants qui sont des facteurs qui interviennent ponctuellement dans le mécanisme de la chute. Ils peuvent être intrinsèques (liés à l'état de santé de la personne), comportementaux (dépendants du comportement moteur de la personne au moment



de la chute) et environnementaux (dépendants du milieu dans lequel la personne a chuté).

Les facteurs prédisposants de la chute

Les facteurs prédisposants à rechercher sont (tableau) :

- âge \geq 80 ans ;
- sexe féminin ;
- antécédents de fractures traumatiques : rechercher à l'interrogatoire des Antécédents de fractures traumatiques ;
- polymédication (à partir des dernières ordonnances et en automédication) : rechercher plus particulièrement les classes thérapeutiques susceptibles d'induire une chute (psychotropes, hypotenseurs, etc.). Le seuil de plus de 4 médicaments est celui le plus utilisé pour parler de polymédication ;
- prise de psychotropes incluant les benzodiazépines, les hypnotiques, les antidépresseurs et les neuroleptiques : comptabiliser le nombre et la nature des psychotropes, à partir de la lecture des dernières ordonnances et en recherchant la prise de psychotropes en automédication ;
- prise de médicaments cardiovasculaires : il faut rechercher la prise de diurétiques, de digoxine ou d'antiarythmique cardiaque ;
- présence d'un trouble de la marche et/ou de l'équilibre : évaluer ces troubles à l'aide de deux tests cliniques :
 - le timed up & go test : une anomalie est retenue si le score au timed up & go test est \geq 20 secondes,

Ce test évalue globalement la marche et l'équilibre postural dynamique de la personne âgée. Il consiste à mesurer le temps (exprimé en secondes) mis pour se lever d'une chaise avec accoudoirs, marcher 3 mètres, faire demi-tour et revenir s'asseoir.

Type	Critère Définition	Présent		Note
		Non	Oui	
Précipitant	- Cardio-vasculaire :			PM
	▪ Malaise et/ou perte de connaissance			
	▪ Hypotension artérielle orthostatique			
	▪ ECG anormal			
	- Neurologique :			PM
	▪ Déficit sensitivomoteur transitoire et/ou constitué			
	▪ Syndrome extrapyramidal			
	▪ Confusion mentale			
	- Vestibulaire :			PM
	▪ Vertige			
	▪ Sensation d'instabilité			
	▪ Nystagmus			
	- Métabolique :			PM
	▪ Hyponatrémie (< 135 mmol/l)			
▪ Hypoglycémie (< 0,5 g/l ou 2,8 mmol/l) et/ou HBA1c < 7%				
▪ Prise d'insuline et/ou d'antidiabétiques oraux				

**Les facteurs prédisposants de la chute (tableau validé par la HAS et la SFGG)
PM (facteur potentiellement modifiable)**

Les conditions de réalisation du test sont les suivantes :

- le sujet doit utiliser ses chaussures habituelles ;
- il peut se lever en s'aidant éventuellement des accoudoirs ;
- il doit exécuter le test à une vitesse de déplacement la plus naturelle possible et avec un outil d'aide à la marche s'il l'utilise habituellement ;
- la pièce où le test est réalisé doit être fermée, l'une de ses dimensions doit être supérieure à 3,50 mètres, elle doit être bien éclairée, sans bruit ni stimulations extérieures (autres personnes que l'examineur, etc.).

La réalisation du test se décompose toujours en deux étapes : explication du test au sujet, puis réalisation du test avec chronométrage.

- la station unipodale : une anomalie est retenue si la personne ne peut pas se maintenir sur une jambe au-delà de 5 secondes.

Ce test évalue l'équilibre postural statique. Il consiste à évaluer la capacité d'une personne à rester debout sur un pied (au choix de la personne) pendant plus de 5

secondes, la position des bras étant laissée libre lors du test. Il faut déclencher le chronomètre dès que le pied décolle du sol. La réalisation du test se décompose toujours en deux étapes : explication du test au sujet, puis réalisation du test avec chronométrage. L'examineur doit se placer derrière le sujet, les bras légèrement écartés pour le sécuriser en cas de nécessité.

Les facteurs précipitants sont des facteurs qui interviennent ponctuellement dans le mécanisme de la chute.

- cardio-vasculaires : rechercher les notions de malaise et/ou de perte de connaissance et rechercher une hypotension orthostatique : Chute d'au moins 20 mmHg de la Pression Artérielle Systolique et/ou chute d'au moins 10 mmHg de la Pression Artérielle Diastolique dans les trois minutes après le passage en orthostatisme.
- neurologiques : rechercher l'existence d'un AVC ou autre problème neurologique
- vestibulaires : rechercher la notion de vertige à l'interrogatoire
- métaboliques : rechercher une hyponatrémie (baisse du taux de



sodium dans le sang), une hypoglycémie (baisse du taux de sucre dans le sang) et la prise de médicaments hypoglycémisants ;

- environnementaux : examiner l'éclairage, l'encombrement (tapis, moquette...) et la configuration du lieu de vie, ainsi que le chaussage.

Prévention des chutes répétées

- une évaluation multifactorielle, première étape de toute démarche visant à prendre en charge une personne âgée qui fait des chutes répétées. Cette évaluation doit reposer sur l'utilisation de tests validés et standardisés.

- la révision (le fameux nettoyage de printemps dont nous avons déjà parlé, moment de plaisir gériatrique intense !) si possible (c'est toujours possible) de la prescription des médicaments, si la personne prend un médicament associé au risque de chute et/ou si la personne est polymédicamentée ;
- la correction ou le traitement des facteurs prédisposants ou précipitants modifiables (incluant les facteurs environnementaux de risque de chute) ;
- le port des chaussures à talons larges et bas (2 à 3 cm), à semelles fines et fermes avec une tige remontant haut ;
- la pratique régulière de la marche et/ou toute autre activité physique ;
- l'apport calcique (de calcium) alimentaire compris entre 1 et 1,5 gramme par jour ;
- l'utilisation d'une aide technique à la marche adaptée au trouble locomoteur identifié (cane, cadre de marche...);
- la correction d'une éventuelle carence en vitamine D par un apport journalier d'au moins 800 UI.

Complications des chutes

Complications traumatiques

la majorité des chutes, soit 95 %, ne se complique pas de traumatisme physique « sérieux », c'est-à-dire entraînant une fracture, un traumatisme crânien et ou des lésions cutanées de grande taille et/ou profondes dépassant l'hypoderme. À titre d'exemple, il a pu être montré que les chutes en arrière sont associées à un taux moindre de fractures que les chutes en avant, quel que soit l'âge. Le type de

fracture dépend de l'âge de la personne, les fractures du col fémoral étant plus fréquentes chez les personnes de plus de 75 ans que chez les moins de 75 ans.

Ces complications traumatiques sont les plus « visibles » de prime abord, et peuvent avoir des conséquences graves à court et à long terme. Mais souvent ce qui se voit moins et qui évolue à plus bas bruit est beaucoup plus « grave » car plus difficile à repérer pour l'œil non averti : en particulier les complications liées au séjour au sol prolongé et le syndrome « post-chute ».

Pathologies médicales liées à la durée de séjour au sol

La durée de séjour au sol est aussi un marqueur de gravité car un séjour prolongé expose à de multiples complications telles que la « rhabdomyolyse », l'hypothermie, les escarres et les pneumopathies d'inhalation. Par ailleurs, ce marqueur intègre aussi à des degrés divers des situations comme l'isolement social et un état de fragilité préalable qui peuvent intervenir sur le pronostic.

- La rhabdomyolyse désigne la destruction de cellules musculaires. Dans le cas d'une chute avec séjour prolongé au sol, elle est due à un traumatisme musculaire par écrasement. En cas de rhabdomyolyse massive, la destruction des cellules musculaires libère dans le sang du potassium. Cette hyperkaliémie (augmentation du taux de potassium dans le sang) peut entraîner des troubles du rythme cardiaque voire l'arrêt cardiaque; des enzymes musculaires, en particulier la créatine phosphokinase CPK (un dosage de créatine phosphokinase supérieur à 5 000 UI/l est le témoin d'une rhabdomyolyse massive, le taux de CPK normal étant compris entre 25 et 190 UI/l) et de la myoglobine qui peuvent entraîner une insuffisance rénale aiguë.
- L'hypothermie peut aussi être la conséquence d'une chute avec séjour prolongé au sol. Dans ce cas, elle résulte d'une exposition prolongée à une ambiance froide chez une personne ne pouvant pas se relever, seule et isolée. Chez les êtres humains, la température interne normale est de 37 °C. On parle d'hypothermie lorsque la température centrale est inférieure à 35 °C en distinguant différents niveaux de sévérité, le risque de complications et de décès étant corrélé à la sévérité de l'hypothermie : de 35 à 34 °C : hypothermie modérée ; de 34 à 32 °C :

hypothermie moyenne ; de 32 à 25 °C : hypothermie grave ; en dessous de 25 °C : hypothermie majeure.

Le syndrome « post-chute » ou de désadaptation psychomotrice

Le syndrome post-chute ou de désadaptation psychomotrice (SDPM) est une complication fonctionnelle aiguë des chutes à l'origine d'une incapacité motrice et/ou cognitive totale ou partielle. Il s'agit d'une urgence gériatrique car tout retard dans son diagnostic et sa prise en charge peut entraîner une cascade pathologique souvent dramatique pour la personne âgée.

La terminologie de ce syndrome a évolué au fil des années. Ce syndrome clinique a été initialement nommé syndrome post-chute (« post fall syndrome »). Dans cette description initiale, il associait une désadaptation posturale avec une grande rétroimpulsion et une phobie de la station debout, l'ensemble étant d'installation aiguë suite à une chute. En 1986, d'autres chercheurs ont montré que ce syndrome, qu'ils dénommaient de « régression psychomotrice », pouvait également survenir suite à une affection médico-chirurgicale aiguë ou un alitement plus ou moins prolongé.

La dénomination actuelle pour ce syndrome est SDPM avec une clinique qui associe plus ou moins :

- une hypertonie extrapyramidale ou oppositionnelle le plus souvent axiale ;
- une abolition voire une absence des réflexes de posture ;
- un syndrome dysexécutif (difficultés d'anticipation, programmation : cf chapitre sur les troubles cognitifs).

Ce syndrome survient le plus souvent chez des personnes ayant un syndrome démentiel et/ou une dépression.

Quelles sont les interventions permettant de prévenir les récurrences de chutes et leurs complications ?

- Correction/traitement des facteurs précipitants ou prédisposants modifiables :
 - Amélioration d'une pathologie de la vision
 - Diminution des médicaments « inutiles » pouvant être à l'origine des chutes : tous les médicaments pouvant entraîner une hypotension



orthostatique et les psychotropes (somnifères, neuroleptiques, anxiolytiques...)

- Correction d'un problème au local au niveau des pieds.
- Dépistage d'une dépression, ou d'un trouble cognitif.
- Traitement d'une pathologie cardiaque, neurologique ou vestibulaire à l'origine de la chute.
- Correction d'un problème « ionique » retrouvé sur la prise de sang.
- Port de chaussures à talons larges et bas, à semelles fines et fermes, à tiges remontant haut.
- Aides techniques et environnement : adapter l'environnement au domicile

pour diminuer les chutes (éclairage, mobiliers, douches, bain, rampes...), parfois des aides techniques sont nécessaires.

- Pratique régulière marche et/ou toute activité physique : encore une fois essentielle et simple à réaliser dès le plus jeune âge.
- Education de la personne et des aidants : sur les chutes, les circonstances de survenue, les complications et les moyens à mettre en œuvre pour les éviter.
- Apport journalier d'au moins 800 UI de vitamine D si carence en vitamine D (après le dosage sanguins effectué)
- Apport journalier calcique alimentaire

compris entre 1 et 1.5g : apports par l'alimentation.

- En cas d'ostéoporose avérée débuter un traitement de l'ostéoporose.
- Lors d'un trouble de la marche ou de l'équilibre : faire de la rééducation chez un kinésithérapeute en prévention.

Pour finir, cet article de « Veille gériatrique », après la fragilité et les chutes, nous parlerons de la dénutrition et de la fameuse sarcopénie ?? la prochaine fois.

Veillons pour mieux vieillir et ne vieillissons pas pour mieux veiller...

Si quelqu'un comprend, m'écrire à madjlessi@voila.fr...

Norm / Raison sociale : _____

Adresse : _____

Code postal : _____

☐ Désire recevoir la 23^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)

Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €

Indiquer le règlement par chèque à l'ordre de OCEP édition

ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE 2013

auditionTV
La première Web TV dédiée au monde de l'audition
News Interviews Reportages

www.annuaire-audition.com

Les professionnels recensés par spécialités en 1000 pages

médecins ORL ET phoniatres / Audioprothésistes et enseignes / Services Hospitaliers ORL / Fournisseurs, matériel / Fournisseurs et Instrumentation ORL / Éducation Spécialisée...

OCEP édition - 27-31 rue Gabriel Péri 94220 CHARENTON-LE PONT - T. 01 43 53 33 33 - F. 01 43 53 33 34 - marketing@occp.fr



Veille Technique

Les innovations des industriels



bernafon[®]
Your hearing · Our passion

Tout entendre en détail avec les aides auditives d'un nouveau genre Carista 5i3 de Bernafon

Les petits détails font une grande différence. Ils peuvent faire d'un simple tableau une oeuvre d'art extraordinaire. Ils peuvent rendre une situation unique et vous aider à prendre la bonne décision. Découvrez en détail l'histoire de Carista, pour la transmettre à vos patients.

Avec Carista, les patients profitent d'une meilleure compréhension de la parole, d'un meilleur confort d'écoute et encore plus de possibilités de personnalisation. En portant cette aide auditive d'une valeur exceptionnelle, ils feront l'expérience de fonctionnalités high-tech qui offrent des avantages réels. Avec Carista, la technologie de pointe de

Bernafon devient abordable pour tous les malentendants.

Les détails font la différence

Avec la technologie Audio Efficiency™, Carista offre de nombreuses fonctionnalités qui apportent des avantages réels aux malentendants. Des fonctionnalités qui améliorent la compréhension de la parole, assurent le confort dans le bruit et éliminent le Larsen sont coordonnées dans Carista, réunissant en un seul système une technologie de pointe, des performances exceptionnelles et une excellente qualité du son.



La compréhension de la parole

ChannelFree™, le traitement du signal unique en son genre, exclusivement Bernafon, est la clé pour un son clair et naturel. Le système analyse en bloc le signal entrant et applique le gain 20.000

fois par seconde. A une vitesse aussi rapide, ChannelFree™ peut traiter chaque phonème individuellement, pour obtenir une plus grande intelligibilité de la parole et une excellente qualité sonore dans de multiples situations d'écoute.



Le confort dans le bruit

La gamme Carista est dotée de l'Adaptative Noise Reduction Plus et de la réduction des bruits impulsionnels. Dans les deux systèmes, c'est la vitesse qui fait la différence. Le bruit est détecté. Le malentendant fera l'expérience d'un confort d'écoute, qui ne compromet pas la compréhension de la parole.



L'élimination du Larsen

La suppression Adaptative du Larsen AFC Plus mesure continuellement les oscillations de tous les signaux entrants et supprime efficacement les sifflements gênants avant qu'ils ne deviennent audibles.



Les réglages binauraux

Les aides auditives Carista offrent la synchronisation binaurale des changements de volume et de programme. Les réglages effectués sur une aide auditive sont directement appliqués aux deux aides auditives, permettant ainsi une utilisation sans faille pour le patient.

Offrez une technologie auditive de pointe éprouvée et développée selon les standards les plus élevés avec Carista 5i3 de Bernafon !

Audio Efficiency™

La technologie exclusive de Bernafon est maintenant disponible dans une famille d'aides auditives de moyenne gamme.

Les fonctionnalités d'amélioration de la compréhension de la parole, du confort d'écoute et de personnalisation sont coordonnées pour répondre aux besoins de vos patients.

Une gamme complète

Quatre contours d'oreille et six styles d'aides auditives sur mesure sont proposés en différentes couleurs pour répondre aux préférences de vos patients. Et grâce à de nombreuses options acoustiques, vous disposez d'une flexibilité d'adaptation encore plus grande.



La connectivité sans fil

Les aides auditives Carista permettent à vos patients de tirer profit de connexion permanente avec le monde extérieur.

La qualité de l'ingénierie suisse

Les aides auditives Carista sont robustes, durables et de haute qualité. Grâce à l'application de standards de conception élevés, vos patients peuvent se fier entièrement à Carista.

Pascal GRAFF, Directeur de Marque
Bernafon, Parc des Barbanniers,
3 allée des Barbanniers, CS4006,
92635 GENNEVILLIERS
06 30 74 64 66 / Pg@bernafon.fr



■ VIBRANT MED-EL

L'Implant Auditif à Conduction Osseuse BONEBRIDGE

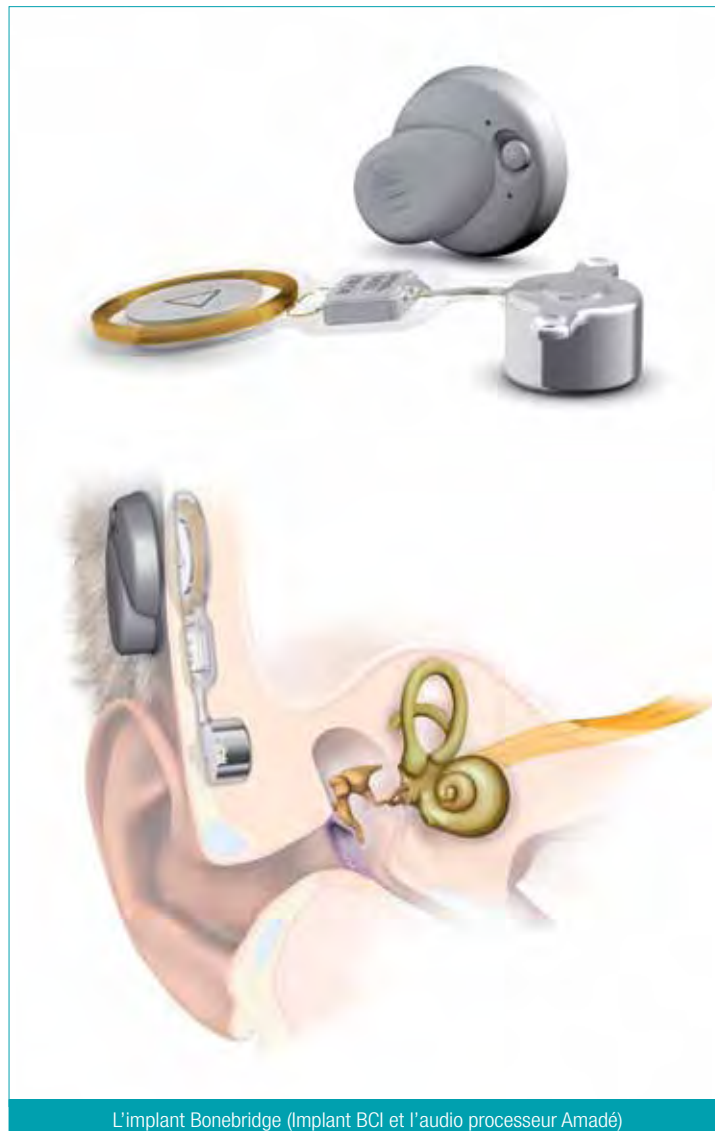
En Mai 2012, au Congrès de l'ESPO (European Society of Pediatric Otorhinolaryngology) à Amsterdam, MED-EL a présenté le Bonebridge, premier implant actif à conduction osseuse au monde.

La technologie à peau intacte transcutanée, utilisée depuis de nombreuses années dans d'autres implants auditifs (implant cochléaire ou implant d'oreille moyenne), est désormais disponible pour la conduction osseuse.

Le Bonebridge est indiqué pour les personnes souffrant d'une surdité mixte ou de transmission ou encore d'une surdité totale unilatérale.

Le Bonebridge est constitué de deux composants : un implant appelé BCI (partie interne), et un audio processeur, l'Amadé BB, qui est porté dans les cheveux en regard de la partie implantée. L'implant BCI incorpore un transducteur électromagnétique (le BC-FMT), une bobine et un aimant. Le Bonebridge est compatible avec les IRM jusqu'à 1,5 Tesla.

L'audio processeur Amadé BB offre 16 bandes de fréquence, et huit canaux de compression. Il est équipé d'un double microphone directionnel et de différents algorithmes tels qu'une réduction du bruit du vent, un lissage du son, ainsi qu'un programme programme de gestion du son et de la parole qui réduit les bruits de fond gênants. L'audio processeur se porte discrètement, couvert par les cheveux. Il est disponible en quatre couleurs différentes.



L'implant Bonebridge (Implant BCI et l'audio processeur Amadé)

Le Bonebridge bénéficie du marquage Européen CE et les premières implantations en France ont eu lieu en Juin 2012. A ce jour, plusieurs centaines de patients dans le monde ont déjà bénéficié du système Bonebridge.

VIBRANT MED-EL Hearing Technology
400 av Roumanille – Bat 6.
F-06902 Sophia-Antipolis Cedex
Tel : +33 (0)4 83 88 0600 /
Fax : +33 (0) 4 83 88 0601
Email : office@fr.medel.com
www.medel.com



■ Oticon

Oticon Sensei, une nouvelle gamme d'aides auditives pédiatriques qui optimise la compréhension de la parole pour aider chaque enfant à se réaliser pleinement !



Oticon | Sensei

Salles de sport, cours de récréation, ... les enfants, des nourrissons aux adolescents, ayant une perte auditive font tous les jours face à des environnements sonores complexes. Pour faciliter leur quotidien et accompagner leur développement au fur et à mesure qu'ils grandissent, Oticon a conçu Oticon Sensei, sa toute nouvelle gamme pédiatrique la plus aboutie à ce jour. Capables de s'adapter aux spécificités de chaque enfant, les aides Oticon Sensei optimisent la compréhension de la parole dans chaque situation avec des fonctions de connectivité, un confort et une sécurité toujours assurés.

Les enfants se développent et progressent à des rythmes différents les uns des autres. Ils changent fréquemment d'environnements sonores tout au long de leur croissance, ce qui complexifie le choix d'une aide auditive appropriée. Pour répondre à cette contrainte, Oticon a conçu une gamme d'aides auditives qui s'adapte à chaque enfant, quel que soit leurs environnements ou activités, afin de garantir une audition optimale.

Flexible, Oticon Sensei permet une adaptation plus rapide, et intègre un grand nombre de fonctionnalités innovantes pour simplifier le quotidien de tous les



enfants ayant une perte légère à sévère.

Oticon Sensei s'inscrit ainsi parfaitement dans la mission audiolinguistique d'Oticon, qui consiste à aider les audioprothésistes à offrir un meilleur avenir aux enfants ayant une perte auditive avec des solutions adaptées à chaque étape de leur vie.

Des technologies ultra-performantes pour faciliter la compréhension de la parole à chaque instant !

Grâce à Oticon Sensei, bâtie sur la toute nouvelle plateforme technologique Inium*, les enfants bénéficient d'une intelligibilité de la parole exceptionnelle à chaque moment de leur journée. Ce résultat est obtenu notamment grâce à la technologie Speech Guard E Oticon qui restitue minutieusement les détails et finesses des sons afin que l'enfant perçoive la parole clairement, naturellement et distinctement.

Parmi les autres technologies mises en œuvre, une bande passante plus large jusqu'à 10 kHz pour entendre encore plus de sons et disposer d'une meilleure perception spatiale.

Souhaitant apporter une réponse adaptée à chaque moment et plus particulièrement lors des situations les plus bruyantes, Oticon intègre la gestion Tri mode du bruit qui, associée à la directivité binaurale, aidera l'utilisateur à se concentrer plus facilement sur les indices vocaux.



Pour apporter une expérience auditive toujours plus optimisée à chaque enfant, Oticon a intégré sa nouvelle technologie anti Larsen, appelé feedback shield d'Inium. Il s'agit d'un système de triple protection des informations qui supprime tout risque de sifflement ou Larsen, pour un confort d'écoute inégalé !

Enfin, Voice Priority i™ facilite la vie des enfants à l'école : cette technologie garantit l'audibilité de la parole de l'enseignant lorsque le bruit en salle de classe est excessif. A l'inverse, cette fonction assure l'audibilité des camarades de classe de l'enfant quand l'enseignant ne parle pas.



Des embouts parfaitement en place : une fonction bien utile pour les parents !

Unique sur le marché de l'audition, la fonctionnalité SmartFit™ permet de rassurer les parents quant à une insertion correcte des embouts dans l'oreille de l'enfant. Une fois l'embout placé, un programme de contrôle s'effectue : si l'embout est



correctement mis en place, le voyant lumineux s'éteint. Dans le cas contraire, celui-ci clignote rapidement. Il peut aussi clignoter rapidement pour signaler qu'il est temps de changer d'embout, par exemple, lorsque l'enfant grandit.



Des aides auditives adaptées aux vies dynamiques des enfants !

Pour que les enfants appareillés puissent profiter pleinement de chaque activité qui leur est proposé à l'école ou à la maison, Oticon a porté une attention particulière à la fiabilité de ses produits lors de leur conception pour assurer leur résistance au quotidien. Oticon Sensei a reçu la certi-

fication IP57, qui atteste de sa résistance à l'eau, à la poussière, aux chocs répétés, aux chutes et aux températures extrêmes. Tout ceci afin de permettre aux enfants et aux parents de se faire moins de souci quant à la résistance de leurs appareils.

Des enfants connectés à la vie moderne !

Avec les accessoires Oticon ConnectLine, chaque enfant ayant une perte auditive a la possibilité de se connecter aux technologies modernes de communication : téléphone portable, lecteur MP3, ordinateur, console de jeux... tous les loisirs numériques sont à leur portée via connexion Bluetooth.

La gamme Oticon Sensei se compose de plusieurs styles - BTE, RITE et options Corda. Oticon propose également un large choix de couleurs pour répondre aux goûts de chaque enfant. Il est également possible de personnaliser ses Oticon Sensei grâce à des autocollants aux graphismes amusants et originaux.

Plus d'informations sur la gamme Sensei sur www.oticon.fr

* La toute nouvelle plateforme de traitement du signal Inium, permet de combiner les fonctionnalités audiolinguistiques les plus avancées pour un résultat exceptionnel : elle relève le niveau de la compréhension de la parole, de la qualité sonore et de l'effort d'écoute, tout en ouvrant la voie à un grand nombre de possibilités de personnalisation.

Les frais de ports sont offerts sur l'OtiShop d'Oticon !

En cette fin d'année 2013, riche en surprises et nouveautés, Oticon souhaite terminer l'année en beauté ! Pour célébrer la sortie d'Oticon Alta, Oticon Nera et Oticon Sensei, nous avons le plaisir de vous offrir les frais de port sur Otishop du 8 novembre au 31 décembre 2013, pour toute commande ferme de 2 appareils Oticon Alta, Oticon Nera, ou Oticon Sensei. Alors, n'hésitez plus, visitez notre boutique en ligne et profitez-en vite sur : <http://shop.oticon.fr>

Vous ne connaissez pas encore l'OtiShop d'Oticon ?

Découvrez ce site qui simplifiera vos commandes avec les codes démo suivants :

Identifiant : demo

Mot de passe : prodisshop

Pour obtenir vos codes de connexion personnalisés et activer votre compte, merci d'en faire la demande auprès de Marie-Christelle Priotto : mcr@oticon.fr
Bonne visite !

Contact Marketing et Communication :

Aurélien Zambeaux - Responsable Marketing &

Communication Oticon

Tel : 01 41 88 01 59 - ac@oticon.fr



PHONAK

Mode Junior

Les dernières évolutions du mode Junior de Phonak Target™ : tout ce dont vous avez besoin pour un appareillage pédiatrique optimal

Le mode Junior de Phonak Target™ est un mode d'appareillage pédiatrique personnalisable qui s'appuie sur des études. Il aide à rendre l'appareillage pédiatrique plus précis et plus efficace. Suite à des recherches récentes et aux retours du marché, le mode Junior présenté dans Phonak Target™



3.2 a été approfondi et optimisé. Le nouveau mode Junior inclut : des options par défaut du mode Junior améliorées pour toutes les tranches d'âge, une nouvelle tranche d'âge (9-12 ans), un rappel de sécurité pour les jeunes enfants, une configuration en un clic des options DSL et NAL par défaut, des paramètres acoustiques en fonction de l'âge, ainsi qu'un nouvel assistant de vérification qui rationalise le processus de vérification et de correspondance de la cible en quatre étapes simples et ce, tant pour les mesures de l'oreille réelle (REM) que pour les systèmes de vérification en chaîne de mesure.

Pourquoi un mode d'appareillage particulier est-il nécessaire pour les enfants ?

Les besoins auditifs des enfants sont très différents de ceux des adultes. La recherche indique que les enfants traitent les sons différemment des adultes. Par

exemple, les enfants nécessitent des rapports signal sur bruit supérieurs (Hall, Grose, Buss et Dev, 2002), des durées de réverbération inférieures (Neuman et al., 2010) et réussissent moins bien à utiliser les informations contextuelles (Nittrouer et Boothroyd, 1990). Les enfants malentendants ont besoin d'une adaptation extrêmement précise de leur aide auditive pour un accès aux sons le plus uniforme possible, ainsi que d'un suivi prothétique régulier pour les meilleurs résultats possibles. En outre, les jeunes enfants sont incapables d'exprimer leur ressenti vis-à-vis de leur aide auditive à leur audioprothésiste, alors que le développement opportun de la parole et du langage dépend fortement de ces appareils. Pour répondre à ces besoins, les appareillages pédiatriques nécessitent donc une approche holistique et pluridisciplinaire. Les besoins des enfants malentendants varient également beaucoup en fonction de leur âge. Par exemple, les besoins d'un bébé de 6 mois diffèrent considérablement de ceux d'un élève de maternelle ou de primaire, et encore davantage de ceux d'un adolescent. Pour cette raison, le mode Junior propose désormais quatre tranches d'âge : 0-3 ans, 4-8 ans, 9-12 ans et 13-18 ans.

La technologie de l'aide auditive doit être adaptée aux besoins de l'enfant et de sa famille, notamment en ce qui concerne les fonctions, les programmes et les commandes manuelles. Le mode Junior a été développé pour répondre à ces besoins. Il propose des appareillages pédiatriques efficaces et sur-mesure, tout en tenant compte des recherches et développements les plus récents.

Un rapide historique du mode Junior

Le mode Junior de Phonak Target™ est une configuration d'appareillage pédiatrique basée sur l'âge de l'enfant. Son

objectif est de permettre aux audioprothésistes pédiatriques expérimentés et inexpérimentés d'effectuer des appareillages précis et efficaces. Proposé pour la première fois dans le logiciel iPFG en 2006, le mode Junior a été développé avec la participation du Comité Consultatif Pédiatrique Phonak, d'experts pédiatriques dans le domaine et de travaux de recherche examinés par des pairs.

Le mode Junior offre :

- Des options pédiatriques par défaut personnalisables, basées sur des études, adaptées aux nourrissons et aux bébés (0-3 ans), aux élèves de maternelle et de primaire (4-8 ans), aux pré-adolescents (9-12 ans) et aux adolescents (13-18 ans).
- Des rapports sur-mesure imprimables pour les parents, les tuteurs, les enseignants et les enfants. L'objectif de ces rapports est de rendre les familles et les enfants plus autonomes en leur fournissant des renseignements personnalisés sur la perte auditive de l'enfant, les réglages des aides auditives, ainsi que des informations détaillées sur un large éventail de sujets pertinents.
- Une approche holistique tenant compte de l'évolution des besoins.



L'importance des options par défaut personnalisables du mode Junior

Le mode Junior utilise une approche s'appuyant sur des études pour configurer les fonctions, les options de programmes et les formules de présélection qui sont importantes pour les enfants (Voir Figure 1 ci-dessous). Toutefois, sachant qu'il n'y a

Structure du programme	0-3 ans	4-8 ans	9-12 ans	13-18 ans
Démarrage	Junior Roger/FM+M	Junior Roger/FM+M	Junior Roger/FM+M	Junior Roger/FM+M
SoundFlow	Désactivé	Désactivé	Activé	Activé
Programme 1	Téléphone acoustique - DuoPhone	Parole dans le bruit - UltraZoom	Non disponible	StéréoZoom
Programme 2	Non disponible	Non disponible	Non disponible	Non disponible
Bouton-poussoir	Désactivé	Désactivé	Activé	Activé
EasyPhone	Désactivé	Activé - DuoPhone	Activé - DuoPhone	Activé - DuoPhone
Contrôle du volume	Désactivé	Désactivé	Activé	Activé

Figure 1 : Tableau de présentation des options par défaut du mode junior



Figure 2 : Assistant de vérification en adaptation fine

pas de manière de faire « idéale », toutes les options par défaut du mode Junior sont personnalisables. L'opinion des experts diverge également sur plusieurs sujets relatifs aux appareillages pédiatriques. La question du moment de l'utilisation des microphones directionnels chez les enfants en est un exemple. Au cours du développement du mode Junior, cela a été l'un des divers sujets examinés et débattus avec des experts dans le but d'apporter des preuves relayant ces valeurs par défaut. Veuillez consulter Phonak Focus 39 pour une explication approfondie des études sur lesquelles repose le développement du mode Junior. Des études concernant les avantages de la technologie d'aides auditives actuelle sont également disponibles dans la rubrique Etudes du site Internet Phonak (www.phonakpro.com/evidence-fr).



Fonctions actualisées du mode Junior

Dans le cadre du développement du mode Junior, Phonak a poursuivi l'intégration des commentaires des groupes de discussion et des audioprothésistes pédiatriques à travers le monde, afin de développer de nouvelles fonctions pédiatriques exceptionnelles au sein du mode Junior. Celles-ci incluent :

Assistant de vérification

Sur le marché, la manière dont les réponses de sortie sont affichées et les variables utilisées pour le calcul des cibles n'est pas toujours uniforme d'un système de vérification à un autre. En outre, la vérification des paramètres de l'aide auditive est affectée par la variété de systèmes de traitement de gain et de compression du signal, d'algorithmes de compression fréquentielle et de gestion du bruit dans les aides auditives. Par conséquent, les résultats de sortie affichés peuvent ne pas toujours représenter précisément la véritable fonction de l'aide auditive, ce qui conduit à une interprétation erronée et/ou une adaptation fine inutile. Pour relever ces défis, Phonak Target™ 3.2 introduit un nouvel assistant de vérification qui simplifie et rationalise le processus de vérification. L'assistant de vérification est disponible par défaut lors de l'utilisation du mode Junior ou peut être activé dans le menu de configuration de Phonak Target™. Conformément aux méthodes actuelles de vérification des aides auditives, les courbes sont basées sur une entrée vocale modulée et affichées dans des vues de 2 cm³ ou de l'oreille réelle, selon qu'une chaîne de mesure ou des mesures de l'oreille réelle ont été effectuées.

Paramètres acoustiques en fonction de l'âge

Les appareillages pédiatriques présentent souvent des défis liés à la taille du conduit auditif de l'enfant et aux besoins élevés d'amplification des algorithmes de prescription. Par conséquent, les paramètres acoustiques par défaut du mode Junior

pour les enfants de 0 à 3 ans sont : tube et coude standard et « occlusion » et ce, indépendamment de la perte auditive.

Rappel de sécurité

La sécurité est un élément important de l'utilisation d'une aide auditive par de jeunes enfants. Une nouvelle norme IEC 60601-2-66 a été mise en application à l'échelle mondiale, faisant état de l'obligation de fournir une solution de verrouillage pour les enfants âgés de 0 à 3 ans. Cette norme établit que pour ouvrir le compartiment pile, une force de 10 newtons doit être nécessaire ou qu'un outil doit être utilisé. Cette norme s'applique également au retrait de pièces détachables telles que les coudes. Lorsque les aides auditives se connectent pour la première fois au logiciel, Phonak Target™ rappelle désormais d'attacher une solution de verrouillage destinée aux enfants de 0 à 3 ans.



Options DSL & NAL par défaut recommandées

En pédiatrie, deux méthodologies d'appareillage principales sont utilisées à travers le monde : Niveau de sensation désiré (DSL) et Laboratoire national d'acoustique (NAL). La possibilité d'utiliser les options DSL ou NAL par défaut est une nouvelle fonction du mode Junior. L'option par défaut du mode Junior est la méthodologie DSL. Cependant, un fichier contenant les options NAL recommandées par défaut peut être téléchargé, ce qui permet aux audioprothésistes de configurer la méthodologie d'appareillage qu'ils préfèrent en toute simplicité.

Programme de démarrage : Junior Roger/FM+M

Le programme de démarrage du mode Junior est désormais Junior Roger/FM+M par défaut, à condition que l'aide auditive prenne en charge l'entrée audio directe (DAI). Auparavant, il s'appelait Junior FM+M. Cependant, avec l'introduction de Roger, Junior FM+M est devenu Junior Roger/FM+M afin de tenir compte de cette nouvelle technologie de pointe. Le programme Junior Roger/FM+M ne



permet pas d'atténuer les microphones, car cela réduit la perception des sons environnants à travers les microphones de l'aide auditive, ce qui soulève des questions de sécurité dans des lieux tels que des terrains de jeux ou aux abords des routes.



Meilleure audition dans le bruit

À mesure que les enfants grandissent, ils se retrouvent souvent dans des environnements d'écoute plus bruyants et plus complexes, dans lesquels la commutation automatique des microphones omnidirectionnels aux microphones directionnels peut présenter un avantage significatif (Ricketts, 2010). Par exemple, lorsque des microphones directionnels sont utilisés avec l'orateur à l'avant, un avantage signal sur bruit de 3dB peut être observé, ce qui améliore la reconnaissance de la parole dans le bruit (Ching et al., 2008, Ricketts et al., 2005 & 2007, McCreery et al., 2012). C'est pourquoi UltraZoom fait désormais partie des paramètres par défaut du programme Parole dans le bruit du mode Junior. Pour les enfants de 4 à 8 ans, UltraZoom est configuré comme un programme manuel et est accessible via un bouton-poussoir, tandis que les enfants de 9 à 12 ans et de 13 à 18 ans peuvent accéder à UltraZoom au moyen d'une commutation automatique dans SoundFlow.

Technologie Binaurale VoiceStream™

En raison des besoins d'écoute uniques des enfants dans les conditions acoustiques les plus dégradées, les options par défaut du mode Junior offrent désormais tous les avantages de l'audition binaurale via la Technologie Binaurale VoiceStream™.

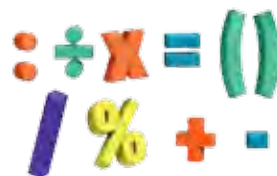
DuoPhone

L'accès au téléphone est un aspect important du développement de la communication sociale chez l'enfant (Palmer et Mormer, 1999). Par conséquent, un programme de téléphone acoustique binaural appelé DuoPhone est disponible par défaut pour toutes les tranches d'âge. Cependant, la manière d'y accéder

diffère : pour les enfants âgés de 0 à 3 ans, DuoPhone est accessible uniquement via le bouton-poussoir ou la télécommande. Pour les trois tranches d'âge supérieures, DuoPhone est configuré comme un programme de téléphone automatique via EasyPhone. Cette configuration a été recommandée en raison de l'évolution des besoins auditifs des enfants de 0 à 3 ans. Alors qu'un bébé de 6 mois ne peut pas du tout utiliser de téléphone, un bébé de 18 mois peut commencer à utiliser cette forme de communication.

auto StereoZoom/StereoZoom

StereoZoom est la seule technologie capable de rétrécir davantage le faisceau grâce à un réseau binaural de quatre microphones. On obtient ainsi une amélioration importante de 2,5 dB du RSB par rapport aux microphones directionnels adaptatifs, ce qui se traduit par une amélioration supplémentaire de l'intelligibilité de la parole jusqu'à 45%. Auto StereoZoom est l'activation automatique de StereoZoom et est disponible en tant qu'élément de SoundFlow. À mesure que le niveau de bruit augmente et qu'une discussion est en cours, les aides auditives commutent automatiquement d'UltraZoom à StereoZoom. Disponible uniquement avec les aides auditives Premium, auto StereoZoom est intégré à SoundFlow pour les tranches d'âge 9-12 ans et 13-18 ans. Si la fonction auto StereoZoom n'est pas disponible, un programme StereoZoom manuel sera ajouté à la structure du programme sur la tranche d'âge 13-18 ans pour les produits de niveau Avancé. Les jeunes adultes peuvent en effet mieux gérer le moment propice à l'utilisation de ce programme d'amélioration de l'écoute dans le bruit.



Speech in Wind

Communiquer dans des situations venteuses peut se révéler extrêmement difficile. Par conséquent, comme les enfants tendent à passer beaucoup de temps à l'extérieur, notamment en jouant, améliorer l'accès à la parole en gérant

le vent indésirable peut avoir un impact énorme sur la communication sociale. Le programme manuel Speech in Wind est l'un des moyens de relever ce défi. Améliorant la compréhension de la parole dans un environnement venteux, cette fonction jugée bénéfique par le Comité Consultatif Pédiatrique Phonak peut être ajoutée à la structure du programme de l'aide auditive de l'enfant. Si l'enfant est capable d'utiliser un bouton-poussoir, cette fonction peut être utilisée dès l'âge de 4 ans.

Conclusions

Depuis son lancement en 2006, le mode Junior n'a cessé d'être approfondi et optimisé pour rendre les appareillages pédiatriques plus précis et plus efficaces. Ces mises à jour s'inspirent de recherches récentes et des commentaires du Comité Consultatif Phonak, de cliniciens et de familles. Elles intègrent désormais les avantages de la Technologie Binaurale VoiceStream™ pour un large éventail de tranches d'âges. Alors même que de nouvelles recherches cliniques voient le jour, nous nous réjouissons de pouvoir offrir ces évolutions dans les futures versions du mode Junior, afin d'en optimiser les résultats pour les enfants malentendants.

Plus d'informations sur

www.phonakpro.com/evidence-fr

- Phonak Insight 2013: Mode junior

- Phonak Focus 39 2013: Derniers développements des logiciels d'appareillage pédiatriques





Siemens

Nouveautés produit : intra-auriculaires Nitro micon™, puissance et performance en toute discrétion pour pertes auditives jusqu'à sévères

miCON



Nitro, l'amplification maximale

Siemens vient compléter sa gamme micon™ avec le lancement de la nouvelle famille d'intra-auriculaires Nitro, solution surpuissante pour pertes auditives jusqu'à sévères. Équipé de micon de BestSound™ Technology, Nitro allie amplification maximale, nouveau double anti-Larsen micon et la connectivité sans fil sur la plupart des modèles.

En combinant puissance ultime et haute technologie, Nitro micon apporte la puissance, les fonctions et les options attendues, par les utilisateurs dépendants de leurs aides auditives, pour rester connectés à leur environnement.

Générateur de bruit anti-acouphènes

Le générateur de bruit de Nitro micon permet de détourner l'attention de l'utilisateur de ses acouphènes. Non seulement la courbe du signal de bruit peut être configurée sur 20 canaux (7mi) / 12 canaux (3mi), mais ce bruit thérapeutique peut aussi s'ajouter au signal microphonique, apportant un relief acoustique dans chaque situation. Nitro dispose de quatre signaux thérapeutiques préprogrammés : bruit blanc, bruit rose, signal de parole et son grave.

Nitro, équipé du nouvel anti-Larsen micon

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

micon s'appuie sur un tout nouveau processeur, 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 20 canaux de réglage pour une plus grande précision d'analyse et de traitement de signal.

Bande passante élargie à 12 kHz pour une restitution plus naturelle de la parole et de l'environnement sonore.

Émergence Directionnelle de Parole (EDP), le premier débruiteur sachant repérer et réduire la parole gênante.

Audiométrie InSituGram™, tient compte de l'adaptation réelle de l'appareil (aération, déformation de l'amplification naturelle du conduit, etc.).

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 lentes ou rapides 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'habituation.

Intra-auriculaires micon, un nouveau système d'aération : Optivent™

Avec ses aides auditives, Siemens a la volonté d'apporter qualité sonore et intelligibilité de la parole simultanément.

Le nombre de paramètres à prendre en compte pour réaliser le bon événement est très élevé : longueur, diamètre, profondeur d'insertion, type et niveau de la perte auditive, taille de la coque et bien d'autres encore. Seul un logiciel de pointe tel qu'Optivent, grâce à un calcul mathématique reposant sur des études scientifiques, peut apporter des résultats aussi performants. Ces données sont stockées dans la puce de l'aide auditive et utilisées par le logiciel lors de l'adaptation pour un pré-réglage efficace.

L'événement ainsi optimisé, associé à la technologie micon (double anti-Larsen, 48 canaux, bande passante à 12kHz, ...), apporte au patient une satisfaction immédiate et durable.

Siemens a développé deux options de commande pour Optivent.

- Option 1 : Optivent

Envoi par l'audioprothésiste de l'empreinte du conduit auditif de l'audiogramme puis Siemens s'occupe du reste ! À partir de ces informations, Siemens calcule la forme, la taille et la position optimales de l'événement.

- Option 2 : Événement souhaité

Envoi de l'empreinte du conduit auditif et, à partir de l'expertise de l'audioprothésiste, le diamètre d'événement souhaité est spécifié (par exemple 2 mm). D'après ces données, Siemens calcule la forme optimale de l'événement.



Siemens fabrique l'intra-auriculaire Inzio ou Nitro micon en fonction des spécifications et de l'évent calculé. Le diamètre et la forme de l'évent sont enregistrés dans la puce micon. Pendant l'adaptation sous Connexx™ 7, les données sont automatiquement affichées.

Résultat : un préréglage sur mesure plus facile et plus rapide, en utilisant l'aération exacte pour une adaptation optimale des gains.

Nitro, la connectivité sans fil

La plupart des modèles Nitro 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.



Tek™ et miniTek™

Siemens Tek et miniTek connectent sans fil les aides auditives Nitro micon aux différents appareils audio 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.



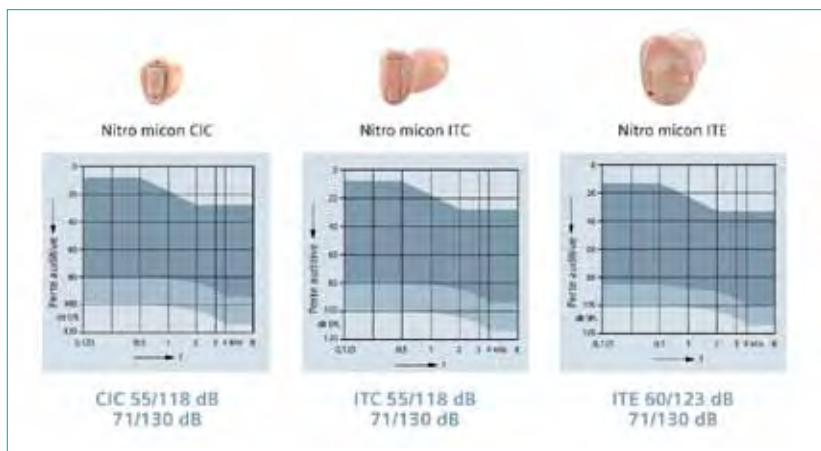
VoiceLink™

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.



Caractéristiques Nitro micon

CIC (pile 10) : 71/130 dB - ITC (pile 312) : 71/130 dB - ITE (pile 13) : 71/130
Deux niveaux de performances : 7mi (48 canaux) et 3mi (24 canaux)
Aération avec option Optivent™
Optivent est conçu pour un équilibre optimal entre compréhension de la parole et qualité sonore
Microphones directionnels selon les modèles
Bobine téléphonique via miniTek™ en option et fonctions sans fil maintenant disponibles selon modèles
Équipé de toutes les dernières fonctionnalités de la plateforme micon
e2e wireless™ 2.0
Existe en plusieurs teintes proches de la couleur de la peau





Actu produit :

complément de gamme avec le niveau de performance 3mi.

En complément des solutions auditives Motion et Inσιο lancées au printemps en 7mi et 5mi, Siemens vous annonce la disponibilité du niveau de performance 3mi (24 canaux de gain et de traitement de signal / 12 canaux de réglage).

Inσιο micon™ et Inσιο iMini micon™, équilibre entre confort de port et intelligibilité de la parole.



Inσιο micon (CIC : 50/113 dB / ITC : 55/118 dB / ITE : 60/123 dB) et Inσιο iMini (113 - 40/50 dB) sont disponibles en 7mi, 5mi et 3mi

Avec les intra-auriculaires Inσιο micon, Siemens relève le défi de l'équilibre entre qualité sonore et intelligibilité de la parole, sans effet d'occlusion, ni résonance. Grâce à Optivent de Siemens, système innovant d'optimisation de l'événement en fonction de la perte auditive et de la forme du conduit, Inσιο micon dispose d'une stratégie d'aération idéale pour un son naturel et une compréhension de la parole remarquable.

La technologie micon est également disponible en insertion ultra profonde avec Inσιο iMini. En plus d'un design élégant avec coque blanche laquée type céramique et faceplate chocolat, vous assurez à vos patients discrétion et confort absolus.

Inσιο iMini, associant une technologie innovante et une position profonde dans l'oreille, offre un son pur et naturel, sans occlusion, sans sifflement.



Motion SX et PX, solutions rechargeables et Motion M et P parfaitement adaptés pour un appareillage pédiatrique.

Motion™ SX et PX, qualité sonore et confort d'écoute haute définition. Motion P et M, idéaux pour l'appareillage pédiatrique.

Avec sa famille de contours puissants et discrets (pile 13), Siemens offre aux utilisateurs d'aides auditives le bonheur d'une audition naturelle, sans effort et un confort d'écoute sur mesure.

Associant des caractéristiques phares à l'intelligence innovante de notre industrie, micon offre non seulement une meilleure intelligibilité de la parole et une audition directionnelle mais également des fonctions automatiques supplémentaires qui rendent la manipulation des aides auditives beaucoup plus simple.

Motion M et P.

L'Entrée Audio Directe (EAD) disponible sur les modèles M et P permet de connecter un sabot audio à l'appareil et assurer ainsi la connectique vers une réception FM. Les fonctions de sécurité font de ces produits des aides auditives parfaitement adaptées aux bébés et très jeunes enfants, ainsi que pour les besoins spécifiques : verrou au tiroir pile, sabot audio fixé, pas de petites pièces qui risqueraient d'être ingérées. Grâce au verrouillage, les boutons de contrôle peuvent être désactivés sous Connex™ ou verrouillés par un adulte de façon à ne pas changer les réglages involontairement.

Les nouveaux boîtiers M, P, PX bénéficient d'un positionnement des microphones optimisé pour une meilleure directivité.

La partie haute plus fine permet également une adaptation plus discrète derrière l'oreille et un haut niveau de confort.

Avec ces compléments de gamme en 3mi, vos patients bénéficient d'un traitement du signal sur 24 canaux (réglables sur 12 canaux). La gamme 3mi dispose également de nombreux outils perfectionnés tels que la compression fréquentielle, l'acclimatation automatique, le nouvel anti-larsen, le générateur de bruit, ...



■ Sonic Speech Priority Noise Reduction : étude des préférences en matière de réduction numérique du bruit

Cet article a été publié pour la première fois et en langue anglaise par le magazine *Hearing Review* (www.hearingreview.com). Il est publié dans les Cahiers de l'Audition avec son autorisation. Citation d'origine : Helbling T, Vormann M, la réduction du bruit de priorité de la parole K. Wagener : *Speech priority noise reduction : A digital noise reduction preference study. Hearing Review. 2013;10(11):34-43.*

Tara Helbling, AuD, Matthias Vormann, PhD, et Kirsten Wagener, PhD

Une étude comparative par paires et en simple aveugle laisse entendre que le système à constantes de temps ultra rapide Speech Priority Noise Reduction de Sonic a la préférence des utilisateurs par rapport à une technologie de réduction du bruit concurrente.

Entendre dans le bruit est, de longue date, l'un des principaux problèmes auxquels sont confrontés les utilisateurs d'aides auditives^{1,2}. S'il est désormais avéré que les algorithmes de réduction du bruit destinés aux aides auditives améliorent le confort sonore, ils peuvent également nuire à la reconnaissance vocale lorsqu'ils sont trop agressifs³. Il importe pour les appareils de correction auditive de trouver le juste milieu, entre confort d'écoute exceptionnel dans un environnement bruyant et préservation de l'intelligibilité de la parole.

En 2011, Sonic a lancé la plateforme Speech Variable Processing (SVP), sa toute dernière avancée technologique en matière de traitement numérique de signal. SVP analyse le signal sur l'intégralité de la bande passante, ce qui évite la distribution et le traitement du signal dans plusieurs canaux. Grâce aux constantes de temps rapides de la plateforme SVP, les changements de niveau de pression acoustique du signal entrant sont identifiés instantanément. Le système de réduction du bruit Speech Priority Noise Reduction (SPNR) est tout aussi rapide. Cette vitesse de traitement améliore les performances de l'algorithme. Ce dernier est capable de détecter et d'estimer avec plus de précision et de fiabilité le rapport signal-bruit (RSB) de l'environnement sonore. La détection et la qualité des estimations du

RSB constituent un facteur déterminant de réduction de l'amplification pour les signaux statiques (communément appelés « bruit de fond »).

Pour offrir une meilleure qualité sonore, Sonic a toujours eu recours à des constantes de temps rapides pour ses systèmes de réduction numérique du bruit⁴. Aujourd'hui, grâce à la très grande capacité de traitement de la nouvelle plateforme, les algorithmes SVP et SPNR fonctionnent ensemble à merveille : SPNR limite la réduction de l'amortissement en présence de signaux de parole et SVP applique le gain requis en temps réel et uniquement pendant le temps durant lequel les signaux sont présents. Contrairement aux anciennes pratiques, l'estimation du RSB a ainsi été améliorée dans des environnements sonores dynamiques. L'idée sous-jacente de l'algorithme du Speech Priority Noise Reduction (SPNR) de Sonic était que celui-ci devait (aussi vite que possible) identifier et distinguer, dans le signal entrant, les fluctuations de la parole noyée dans le bruit de fond, y compris lors des pauses entre chaque phonème. L'identification plus rapide des signaux de bruit dans les signaux de parole doit se traduire par une réduction du bruit plus efficace. La préservation simultanée des signaux de parole devrait mettre en évidence des préférences d'écoute dans des environnements bruyants.

Afin de tester si les constantes de temps rapides du SPNR favorisent les conditions d'écoute dans le bruit, une étude indépendante a été réalisée dans le but d'évaluer les réglages maximum du système de réduction du bruit (RB) actuellement proposés par les solutions auditives Sonic par rapport à une valeur de référence (Off) et à différents appareils auditifs concurrents sur le marché, mettent en œuvre un système de réduction de bruit avec des constantes de temps moins rapides.

Méthodes d'étude

Appareils. Deux marques d'appareils auditifs disponibles sur le marché ont été retenues en vue d'un test comparatif. Les réglages « Off » et « Maximum » ont été sélectionnés dans le logiciel d'adap-

tation EXPRESSfit dans le but de tester les appareils Sonic entre eux. Le réglage « Maximum » a été sélectionné pour l'appareil concurrent. Les appareils sélectionnés, les réglages du système RB choisis, ainsi que les codes correspondants pour les conditions de test en aveugle de l'étude figurent dans le Tableau 1.

Mesures de test. Des tests d'intelligibilité traditionnels et des comparaisons par paires ont été utilisés pour évaluer de nombreuses données en matière de préférences de la parole et d'écoute. L'intelligibilité de la parole dans le calme et dans le bruit a été mesurée respectivement à l'aide du test de rimes monosyllabiques WAKO⁵ et du test de phrases d'Oldenburg (OLSA)⁶. Des évaluations subjectives sur les préférences de qualité sonore ont été réalisées à l'aide d'une aide auditive virtuelle et de comparaisons par paires. Vous trouverez ci-après une description des tests et de leurs méthodes. L'étude s'appuie également sur des mesures d'intelligibilité de la parole.

WAKO. Pour cette étude, le test WAKO recense 47 items consonne-voyelle-consonne (CVC) afin d'évaluer l'intelligibilité de la consonne initiale ou finale en adoptant un format de réponse fermée (un mot reconnu doit être identifié sur un choix de 5 réponses présentées visuellement qui ne diffèrent que d'un seul phonème)⁷. L'outil WAKO a été présenté dans le calme, à un azimuth 0° et un niveau de 45 dB SPL dans le champ sonore, en configurations oreilles appareillées et non appareillées énumérées dans le Tableau 1.

OLSA. Le test de phrases d'Oldenburg mesure quantitativement l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Dans le champ sonore, l'OLSA présente un bruit constant et applique une méthode de mesure adaptative⁸ pour déterminer le seuil d'intelligibilité (SRP = RSB pour 50% de message vocal compris). L'exercice, pour les sujets testés, consistait à répéter tous les mots qu'ils comprenaient, les résultats étant analysés à l'aide d'une échelle de notation de mots. Dans le cadre de cette étude, le signal de parole et un bruit constant modélisé ont été présentés à un azimuth de 0° et un niveau de 65 dB SPL, le niveau de présentation de la parole changeait en

	Réglage Réducteur de bruit	Désignation
Dispositif expérimental 1	MR Cn - Maximum	RB-A
Dispositif expérimental 2	MR CIT - Off	RB-B
Dispositif expérimental 3	MR Cn - Maximum	RB-C

Tableau 1 : Dispositifs et réglages pour l'évaluation



fonction de la procédure adaptative. Préalablement aux mesures oreilles appareillées et oreilles nues (voir Tableau 1), deux listes d'entraînement comportant chacune 20 phrases ont été présentées : 1) dans le calme, et 2) en suivant la même procédure que pour les mesures principales.

Mesures de qualité sonore

Des comparaisons par paires ont été réalisées pour attribuer des notes subjectives à des caractéristiques de sons perçus, en comparant directement deux sons en même temps. Les sujets testés devaient sélectionner le son qu'ils préféraient ou pour lequel une caractéristique spécifique était plus marquée. Ces tests ne demandaient aucune expérience particulière de la part des sujets testés.

L'étude a permis de noter les trois aides auditives énumérées dans le Tableau 1. Dans la mesure où il serait trop complexe et trop long de changer d'appareil auditif pour chaque évaluation, l'aide auditive virtuelle Oldenburg est utilisée. Au cours de la première étape, les sons des trois appareils auditifs sont enregistrés dichotiquement dans le canal auditif, à proximité des tympans des sujets testés, à l'aide d'un enregistrement in situ réalisé avec une sonde raccordé à un microphone. Dans un second temps, les enregistrements sont lus à l'aide d'écouteurs intégrés, filtrés comme il se doit pour délivrer le même niveau de pression acoustique diachronique dans les CAE des sujets testés que lors des enregistrements. Dans la mesure où la même entrée (par exemple parole dans le bruit) est utilisée pour générer tous les enregistrements en laboratoire, la lecture des paires d'aides auditives peut être synchronisée et l'évaluateur peut passer de l'une à l'autre sans distorsion. Cette méthode permet des comparaisons directes entre les appareils auditifs, et ainsi, la détection de différences mineures. De plus, les comparaisons sont effectuées à l'aveugle, ce qui évite les considérations autres que d'ordre acoustique, telles que la marque ou le design des appareils auditifs, ou le comportement de l'expérimentateur.

Dans le cadre de cette étude, les sujets testés devaient comparer deux aides auditives et indiquer celle des deux (« A » ou « B ») qu'ils préféraient en choisissant sur un écran tactile à l'aide d'une interface graphique (Illustration 1). Les enregistrements étaient diffusés en boucle, de sorte que les sujets testés pouvaient passer

Critères	Situation sonore	Conditions d'expérimentation selon le tableau 1		
		A-B	B-C	C-A
Qualité sonore « Quelle aide auditive sonne le mieux ? »	Parole dans le bruit du trafic	A-B	B-C	C-A
	Bruit du trafic	A-B	B-C	C-A
	Parole dans le calme	A-B	B-C	C-A
	Calme (chants d'oiseaux)	A-B	B-C	C-A
Effort d'écoute « Quelle aide auditive demande le moins d'effort d'attention ? »	Parole dans le bruit du trafic	A-B	B-C	C-A
	Bruit du trafic	A-B	B-C	C-A
	Parole dans le calme	A-B	B-C	C-A
	Calme (chants d'oiseaux)	A-B	B-C	C-A
Préférence « D'une manière générale, quelle aide auditive préférez-vous ? »	Parole dans le bruit du trafic	A-B	B-C	C-A
	Bruit du trafic	A-B	B-C	C-A
	Parole dans le calme	A-B	B-C	C-A
	Calme (chants d'oiseaux)	A-B	B-C	C-A

Tableau 2 : Critères des tests comparatifs par paire ; Réglages aléatoires pendant le test

d'un programme à un autre autant de fois que nécessaire avant de valider leur choix définitif. Lors de ce test comparatif par paires, chaque sujet testé devait noter trois caractéristiques propres aux trois appareils auditifs dans quatre situations d'écoute différentes (pour un aperçu, voir Tableau 2).

Sessions. Deux sessions ont été organisées pour l'étude. Lors de la première visite, une audiométrie en son pur a été effectuée et les sujets ont été appareillés. Le test WAKO a été mené, suivi d'enregistrements in situ avec l'aide auditive virtuelle Oldenburg. Lors de la deuxième visite, le test OLSA a été mené et les tests comparatifs par paires ont été réalisés avec l'aide auditive virtuelle dans le but d'obtenir un classement des systèmes RB par ordre de préférence.

Aides auditives. Des contours d'oreille ont été utilisés. Toutes les fonctionnalités adaptatives ont été désactivées, à l'exception de la réduction du bruit (dans le cas des appareils expérimentaux 1 et 3, ainsi qu'indiqué dans le Tableau 1), de même que l'antilarson. La directivité a été réglée sur « Omni Fixe » et tous les autres para-

mètres ont été harmonisés. Au gré des besoins prothétiques des sujets testés, les aides auditives ont été couplées aux oreilles à l'aide de dômes standards (Power, Tulipe, ...) ou d'embouts auriculaires sur-mesure. Le même couplage acoustique a été utilisé pour l'ensemble des aides auditives testées par un même sujet.

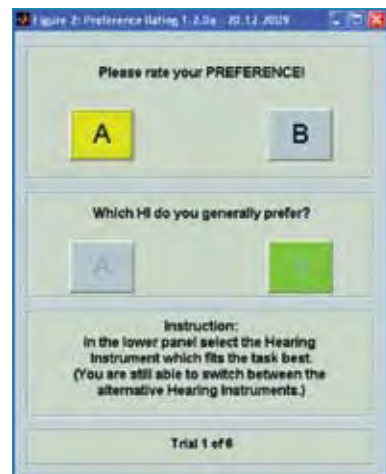


Illustration 1 : Interface graphique pour l'exercice de comparaison par paires.

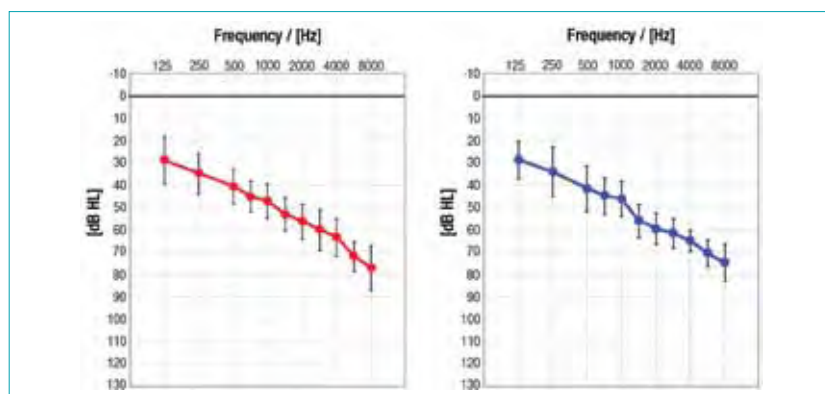


Illustration 2 : Audiogramme moyen et écarts-types standards.



Sujets testés. Au total, 20 sujets âgés de 42 à 77 ans (avec une moyenne d'âge de 68,6 ans, \pm 8,5 ans) ont pris part à l'étude. Tous les sujets (12 hommes et 8 femmes) étaient des utilisateurs expérimentés d'aide auditive.

L'illustration 2 montre les seuils audiométriques tonaux en son pur et les écarts-types standards entre les oreilles droite et gauche des individus.

Résultats

Intelligibilité de la parole. Le test WAKO, présenté dans le calme à 45 dB SPL, a permis d'obtenir un résultat médian de 35% d'intelligibilité de la parole en configuration oreilles nues. Les résultats oreilles appareillées font apparaître une amélioration, avec des résultats médians, de l'intelligibilité de la parole de 68 %, 70 % et 72 % respectivement pour les RB-A, RB-B et RB-C. Comme le montre l'illustration 3, les différentes configurations oreilles appareillées sont sensiblement équivalentes.

L'OLSA, la méthode de test adaptative SRP qui détermine le seuil d'intelligibilité pour 50% de message vocal compris, indique que le SRP médian en configuration oreilles nues avec un bruit constant modélisé de 65 dB SPL (olnoise) a été mesuré avec un RSB de -2,6 dB.

En configuration oreilles appareillées, le SRP dans le bruit fait apparaître une amélioration avec un RSB de -4,9, -4,5 et -4,2 dB respectivement pour les RB-A, B et C. Comme le montre l'illustration 4, les différentes configurations oreilles appareillées sont sensiblement équivalentes.

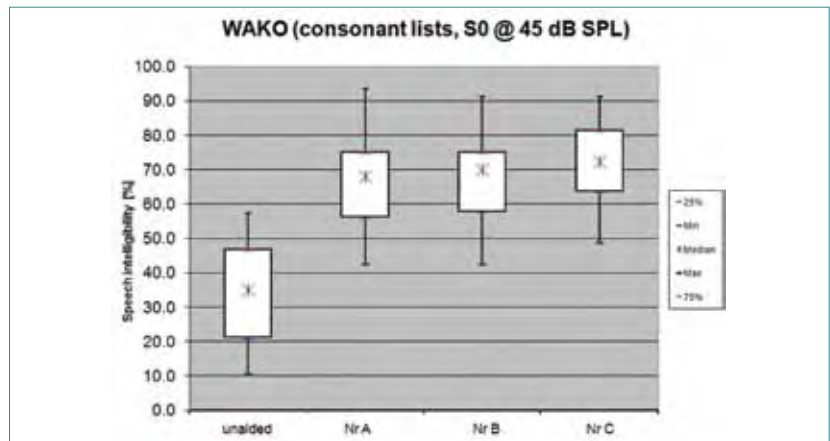


Illustration 3 : Intelligibilité de la parole dans le calme [%] en configurations oreilles appareillées et oreilles nues.

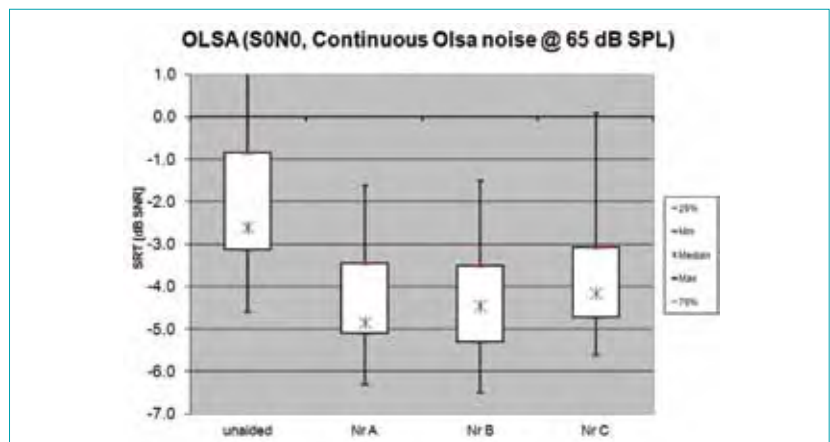


Illustration 4 : Intelligibilité de la parole dans le bruit en configurations oreilles appareillées et oreilles nues.

Qualité sonore. Les sujets testés ont comparé les 36 paires figurant dans le Tableau 2. Un modèle BTL⁹ a été utilisé pour obtenir une représentation proportionnelle des données selon Wickelmaier et Schmid.¹⁰ Les écarts individuels pour

les 20 sujets sont totalisés pour chaque situation sonore.

La Figure 5a présente les résultats pour l'ensemble des caractéristiques (qualité sonore, effort d'écoute et préférence) dans les quatre situations d'écoute. Dans

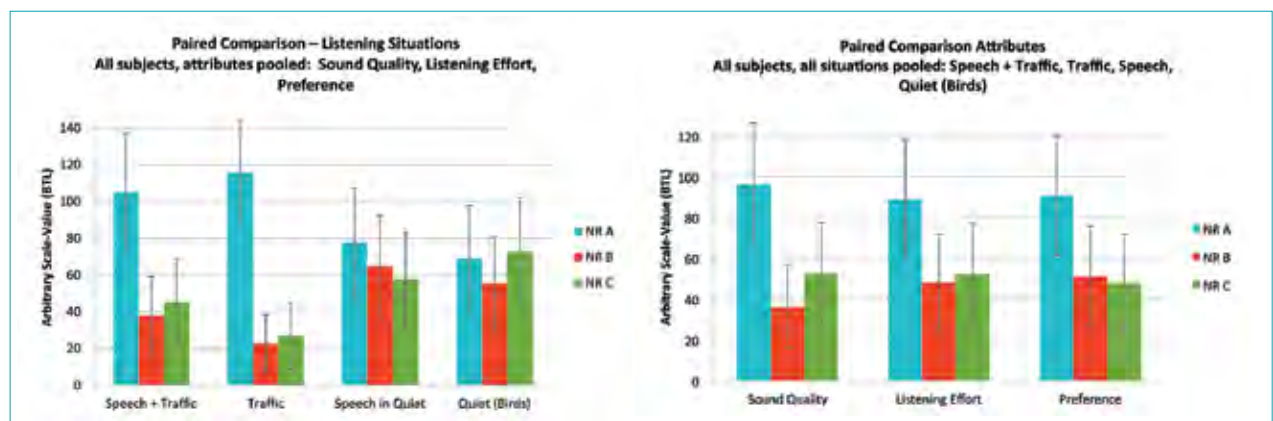


Illustration 5a : Résultats proportionnels des comparaisons par paires dans les quatre situations sonores, organisés autour des trois critères : Qualité sonore, Effort d'écoute et Préférence. Les barres d'erreurs représentent les intervalles de confiance à 95%.

Illustration 5b : Résultats proportionnels des comparaisons par paires pour les trois caractéristiques, dans les quatre situations d'écoute. Les barres d'erreurs représentent les intervalles de confiance à 95%.



les deux environnements bruyants (Parole + Trafic, Trafic), le RB-A est nettement mieux noté que le RB-B ou le RB-C. Dans la situation Parole dans le calme, le RB-A est nettement supérieur aux autres programmes, tandis que le RB-C présente un léger avantage pour la situation sonore « Calme (oiseaux) », notamment pour les signaux de hautes fréquences.

La Figure 5b présente les résultats pour toutes les situations d'écoute organisés autour de trois critères. Le RB-A se classe nettement mieux que le RB-B et mieux que le RB-C pour la Qualité sonore ; le RB-A présente également un avantage en termes d'effort d'écoute et de préférence par rapport au RB-B et au RB-C.

Discussion

Intelligibilité de la parole. L'amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le calme constatée avec les RB-A, B, et C par rapport à l'intelligibilité mesurée oreilles nues s'explique par le port d'aides auditives correctement réglées en fonction des pertes auditives des sujets. Pour ce qui concerne spécifiquement les RB-A, RB-B et C, les résultats en matière d'intelligibilité de la parole sont sensiblement les mêmes entre les réducteurs de bruit (RB-A et RB-C) par rapport à la valeur de référence (RB-B). Bien que cela soit prévisible dans le calme, il convient de noter que les résultats d'intelligibilité de la parole n'ont pas baissé en configuration oreilles appareillées, ce qui confirme que les réglages de la réduction du bruit ne dégradent pas les signaux de la parole dans le calme.

Le test OLSA montre que le RSB qui tend vers une intelligibilité de 50 % des SRP pour des niveaux constants (bruit à large bande présenté à 65 dB SPL) a été amélioré grâce à la correction auditive par rapport à la configuration oreilles nues. Pour ce qui concerne spécifiquement les RB-A, RB-B et C, les résultats sont sensiblement comparables en ce qui concerne l'intelligibilité de la parole avec les réducteurs de bruit activés (RB-A et RB-C) par rapport à la valeur de référence (RB-B). Il convient de noter que l'intelligibilité de la parole n'a pas été impactée négativement par l'activation des RB. Ces résultats confirment que l'intelligibilité de la parole est préservée avec le RB-A et le RB-C dans un environnement bruyant et avec un taux d'amortissement maximum.

Qualité sonore. Lors de l'interprétation des réglages préférés des appareils auditifs dans des situations d'écoute bruyantes (avec ou sans parole), le RB-A a été choisi un nombre de fois significativement plus élevé que le RB-B et le RB-C. Dans le calme (avec ou sans parole), aucune préférence significative n'a été relevée pour un appareil au détriment d'un autre. Ainsi, dans les situations bruyantes, le RB-A apporte-t-il un soulagement significatif ; dans le calme, aucune différence perceptible n'est décelée lorsque la réduction du bruit est activée.

Lors de l'interprétation des caractéristiques des aides auditives, le RB-A a systématiquement obtenu le plus grand nombre de votes en termes de qualité sonore. Un léger avantage est également apparu dans les domaines de l'effort d'écoute et de la préférence, bien qu'aucune différence significative n'ait été décelée.

Dans l'ensemble, le RB-A a été considéré comme une meilleure solution auditive par rapport au RB-B et au RB-C compte tenu des situations sonores et des caractéristiques testées.

Conclusions

Le système de réduction du bruit testé améliore la qualité sonore dans le bruit et montre une préférence plus marquée des sujets testés par rapport au système de réduction du bruit proposé par la concurrence. Le système est disponible sur les modèles Bliss, Charm et Flip de Sonic. Les constantes de temps chez Sonic, et plus précisément celles du système de réduction du bruit, sont plus rapides que celles de ses concurrents et sont à l'origine de cette différence.

La vitesse de traitement plus rapide des solutions auditives Sonic permet une estimation du RSB plus précise et plus fiable que par des systèmes à constantes de temps plus lentes. Il en résulte des différences claires et nettes, susceptibles d'être perçues dans une certaine mesure par les personnes souffrantes, à des degrés divers, de perte auditive.

Remerciements

Les auteurs remercient le centre Hoerzentrum Oldenburg pour la collecte et l'analyse statistique des données. Ils témoignent également leur reconnaissance à Martin Kuriger pour sa contribution technique à l'algorithme ainsi qu'à

Neil Hockley et Kathy Landon pour leurs précieux commentaires.

Tara Helbling, AuD, est communicatrice technique pour Sonic à Berne, Suisse ; **Matthias Vormann, PhD**, et **Kirsten Wagener, PhD**, Responsable de département, sont chercheurs pour les Projets en audiologie à Hörzentrum, Oldenburg, Allemagne.

Toute CORRESPONDANCE peut être adressée au Dr Helbling à l'adresse suivante : **the@sonici.ch**

Références

1. Kochkin S. MarkeTrak V: Why my hearing aids are in the drawer: The consumer's perspective. *Hear Jour.* 2000;53(2):34-42.
2. Kochkin S. MarkeTrak VIII: Customer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *Hear Jour.* 2010;63(1):11-19.
3. Ricketts T, Hornsby B. Sound quality measures for speech in noise through a commercial hearing aid implementing digital noise reduction. *J Am Acad Audiol.* 2005;16:270-277.
4. Nilsson, M, Bray V. Benefit from Noise Reduction and Directionality in BTEs. Somerset, NJ: Sonic Innovations; 2002.
5. Wallenberg EL, Kollmeier B. Sprachverständlichkeitsmessungen für die Audiologie mit einem Reimtest in deutscher Sprache: Erstellung und Evaluation von Testlisten. *Audiologische Akustik.* 1989;38:50-65.
6. Wagener K, Kuehnel V, Kollmeier B. Development and evaluation of a German sentence test; Part I-III: design, optimization, and evaluation of the Oldenburg sentence test. *Zeitschrift für Audiologie.* 1999;38:86-95.
7. Brand T, Wagener K. Wie lässt sich die maximale Verständlichkeit optimal bestimmen? In: Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie. *Zeitschrift für Audiologie.* 2005; Vol Suppl 8 [CD-ROM].
8. Brand T, Kollmeier B. Efficient adaptive procedures for threshold and concurrent slope estimates for psychophysics and speech intelligibility tests. *J Acoust Soc Am.* 2002;111:2801-2810.
9. Luce RD. *Individual Choice Behavior.* New York: Wiley; 1959.
10. Wickelmaier F, Schmid C. A Matlab function to estimate choice model parameters from paired-comparison data. *Behaviour Research Methods, Instruments & Computers.* 2004;36:29-40.

Citation for this article: Helbling T, Vormann M, Wagener K. Speech priority noise reduction: A digital noise reduction preference study. *Hearing Review.* 2013;10(11):34-43.

Tech Topic I October 2013 Hearing Review



Difficile de résister au nouveau charm de sonic

Innovantes et dotées de fonctionnalités et d'atouts essentiels, les solutions auditives Charm offrent à leurs utilisateurs, et à un prix abordable, un son vrai et naturel, une utilisation intuitive, des réducteurs de bruits efficaces et la connectivité sans fil.



Charm est un produit Sonic qui, sous son apparente simplicité, cache une technologie reconnue qui fera tout naturellement l'unanimité auprès de ses utilisateurs.

Speech Variable Processing est une nouvelle plateforme qui utilise un système WDRC à constantes de temps ultra-rapides, programmé pour reproduire le modèle de l'amplification cochléaire d'une oreille saine, et ainsi préserver la sonorité naturelle et la clarté de la parole. Cette particularité fait la réputation de notre marque auprès de nos clients dans le monde entier.

Le système **Speech Priority Noise Reduction** permet une gestion indépendante de l'amplification des signaux de la parole et du filtrage des signaux des bruits gênants. Ce fonctionnement inédit offre à l'utilisateur un confort et une intelligibilité inégalés dans le bruit.

Charm 60 est plus qu'une simple aide auditive. Elle est le lien indispensable entre l'utilisateur et le monde qui l'entoure,



notamment avec les outils modernes de communication : les téléphones mobiles et fixes, la télévision, les systèmes audio MP3... Grâce à l'interface **SoundGate**, l'utilisateur peut non seulement utiliser son téléphone en mode main libre et bénéficier également des fonctions de télécommande et de synchronisation binaurale.

Charm met en œuvre des technologies modernes qui diminuent sensiblement le temps d'acclimatation des patients à leurs nouvelles aides auditives et qui contribuent activement à ce que vous partagiez avec eux une expérience positive.

Deux niveaux de technologie sont proposés, Charm 60 et Charm 40, respectivement classés en moyenne gamme et entrée de gamme. Les solutions auditives Charm couvrent les surdités légères à sévères. Chaque gamme se décline en CIC, CIC Power, ITC, ITE, contour et mini-contour. L'intra IIC, quant à lui, n'est proposé qu'en technologie Charm 60.

SONIC France est la seule marque à garantir 4 ans tous les nouveaux produits lancés depuis janvier 2012. Cette garantie fabricant s'applique sans aucune restriction aux intras, aux contours, aux contours à écouteurs déportés et aux modules écouteur. Par ce positionnement unique en France, Sonic démontre une fois de plus, son savoir-faire industriel et sa volonté de placer la Satisfaction Patient au cœur de sa stratégie de Développement.

Pour en savoir plus sur Charm et les autres solutions auditives de Sonic, merci de visiter www.sonici.com.

Vincent Génot, Directeur Sonic France
Parc des Barbanniers
3 Allée des Barbanniers - CS40006
92635 GENNEVILLIERS CEDEX
Standard : 01 41 88 00 88
Mobile : 06 87 83 93 32 - vg@sonici.fr

A propos de Sonic

Sonic est une marque de solutions auditives américaines. Depuis sa création en 1998, Sonic et ses partenaires distributeurs ont fourni des solutions auditives de grande qualité dont l'efficacité a été cliniquement prouvée

Nous avons la vision d'un monde dans lequel chacun d'entre nous peut profiter pleinement des sons qui enrichissent la vie quotidienne.

Aujourd'hui, Sonic est présent dans plus de 25 pays à travers le monde et continue son développement en appliquant la règle d'or des 4S : Sound (sonorité naturelle), Speech (intelligibilité dans le bruit), Simplicity (sens de la simplicité) et Style (signature identifiable) pour vous garantir qu'avec Sonic, everyday sounds better.



Charm de Sonic



Starkey Intras Tri Series™ : plus petits que jamais

Evolution technologique

L'arrivée de la technologie sans fil dans les aides auditives intras a proposé de nouveaux défis en termes de conception et de fabrication, par Laura Woodworth.

Avec les Tri Series¹, la miniaturisation poussée de tous les composants était un objectif stratégique de leur conception. Les avancées technologiques liées aux transducteurs (microphones et écouteurs) ont permis de réduire la taille de ces composants et des aides auditives dans leur ensemble. Le design et le packaging des composants sans fil et du processeur de traitement de signal des Tri Series visaient les mêmes objectifs. Comme vous allez le découvrir, la conception innovante d'une antenne sans fil peut être à l'origine de bien d'autres progrès en termes de faisabilité de fabrication, de taille et de fiabilité.

Une faisabilité de fabrication améliorée

La réalisation d'un intra requiert des compétences à la fois en termes de technologie et de fabrication. Ce sont les dimensions et la forme du conduit auditif qui déterminent la taille de l'appareil, puisque le technicien doit prendre en compte l'équilibre complexe entre la taille de l'écouteur, le diamètre de l'évent et le positionnement des composants. Les appareils sans fil ajoutent un niveau de complexité supplémentaire à l'équation puisque le placement des composants sans fil devient crucial pour les performances de connectivité.

La **Figure 1** montre l'agencement micro-électronique d'un intra Tri Series.

La nouvelle conception des composants, qui comprend le placement fixe du microphone et une antenne sans fil complètement repensée, résout deux difficultés de fabrication : l'emplacement fixe du micro assure un positionnement homogène des composants, même pour des appareils dont la forme et la taille peuvent varier,

tandis que l'antenne permet de réduire la taille du micro-packaging, ce qui améliore les performances de connectivité et favorise les options de ventilation sur la plaque-circuit. Un aspect non négligeable puisque la ventilation peut être un facteur déterminant dans l'acceptation des aides auditives par le patient. La miniaturisation poussée de ces composants, associée au placement fixe des microphones et des processeurs de traitement de signal et de communication sans fil, offre une plus grande homogénéité en termes de fabrication et de performances

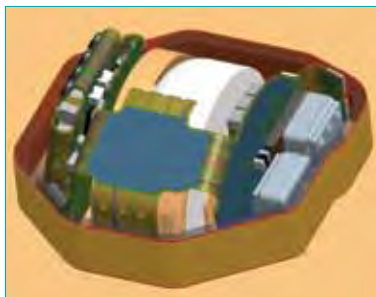


Figure 1 : Agencement micro-électronique des intras Tri Series.

La **Figure 2** montre deux versions d'un écouteur utilisé pour un même modèle d'aide auditive. Toutes deux offrent un gain maximum identique, mais on remarque tout de suite la différence de taille importante. Lors de la conception d'un intra, le positionnement de l'écouteur est un facteur déterminant dans la taille finale du produit. Cet écouteur est généralement placé au milieu de l'appareil, là où la géométrie du conduit peut limiter la taille de l'écouteur utilisable. Les récentes améliorations apportées aux écouteurs ont

permis de réduire sensiblement la taille de nos intras sans fil, tout en conservant les performances des écouteurs plus gros.

La **Figure 3** compare deux microphones et là encore, la différence de taille entre ces transducteurs est sensible. Dans le cas des Tri Series, ce micro miniature fixe est intégré dans la conception de la plaque-circuit. L'utilisation de transducteurs plus petits réduit la place utile sur la plaque-circuit et rend le processus de fabrication hautement reproductible tout en respectant de strictes tolérances qui ne peuvent être abordées qu'au moment de la conception de la plaque. Contrairement à la réalisation et à l'assemblage de l'aide auditive elle-même qui s'abandonnent au cours du processus de fabrication.

Réduire le nombre de réparations

Professionnel ou patient, personne n'apprécie d'envoyer une aide auditive en réparation. La fiabilité des intras est mise à mal par le fait que le conduit auditif n'est pas un environnement hospitalier pour des appareils électroniques aussi petits et sophistiqués. Toutefois, certaines solutions permettent de les protéger contre le cérumen et les corps étrangers. La première consiste à mettre en place un mécanisme de protection anti-cérumen efficace. Hear Clear™, le système pare cérumen de Starkey, est notre solution la plus efficace pour empêcher le cérumen d'entrer dans l'écouteur et de l'endommager. Mais il ne faut pas non plus oublier le microphone.

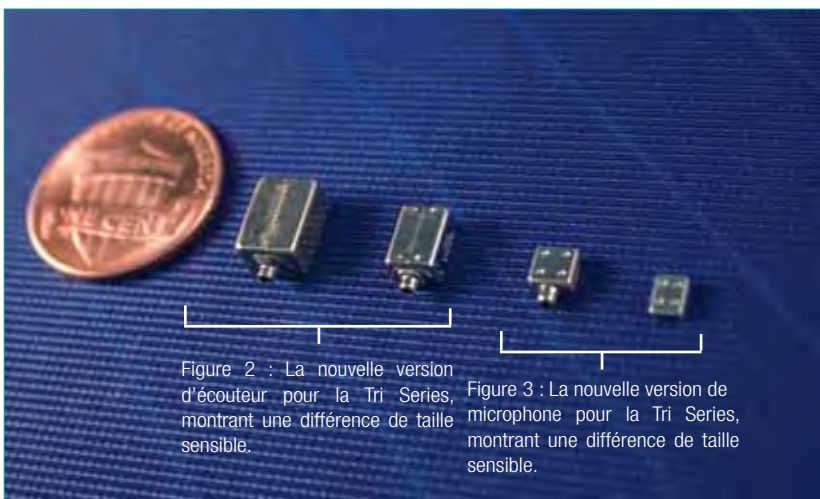


Figure 2 : La nouvelle version d'écouteur pour la Tri Series, montrant une différence de taille sensible.

Figure 3 : La nouvelle version de microphone pour la Tri Series, montrant une différence de taille sensible.

Figures 2 et 3

¹ 3 Series (Tri Series) est une marque déposée de Starkey.



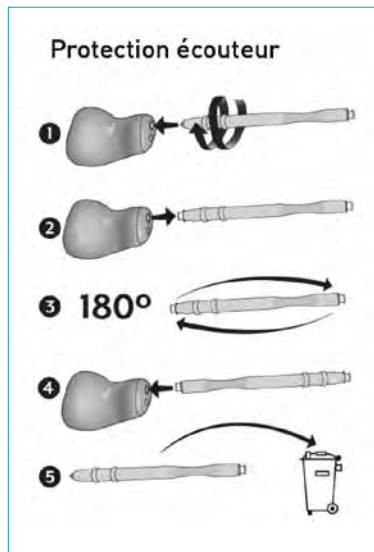
Par sa position, le cache-micro est en première ligne pour protéger le microphone. Son rôle est d'éviter que de l'humidité et des débris n'altèrent le fonctionnement du micro. Des essais ont montré que le nouveau cache-micro Hear Clear Plus™, améliorait la longévité des aides auditives chez les patients ayant déjà eu des problèmes d'obstruction de leur entrée micro nécessitant une réparation. Les intras Tri Series sont tous équipés d'un cache-micro Hear Clear Plus destiné à améliorer la fiabilité des appareils grâce à un haut niveau de protection des microphones. Par la présence d'Hear Clear aux deux extrémités de l'appareil, les composants les plus fragiles sont bien protégés. Ces deux protections sont faciles à changer par le professionnel ou par le patient lui-même (Figures ci-contre).



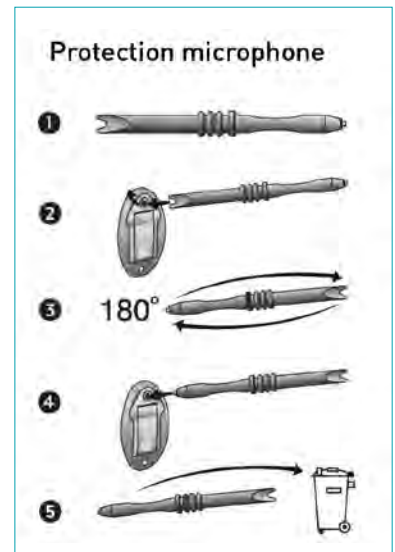
Figure 4 : Aides auditives intras Tri Series, équipées du système pare-cérumen Hear Clear Plus.

« Grâce à la présence d'Hear Clear aux deux extrémités de l'appareil, les composants les plus fragiles sont bien protégés ».

En fait, les nouveaux cache-micros ont donné de si bons résultats qu'une toute nouvelle solution, compatible avec les appareils existants, a vu le jour. Ce nouveau cache-micro intègre un maillage qui capture les dépôts et un revêtement hydrophobe qui résiste à la transpiration. Les cache-micros doivent être remplacés



Comment remplacer une protection écouteur sur le nouvel intra 3 Series.



Comment remplacer une protection microphone sur le nouvel intra 3 Series.

régulièrement. La fréquence est à adapter à chaque patient selon la quantité de dépôt identifiée et le soin avec lequel il entretient son aide auditive.

Individuellement, chacune de ces améliorations apportées aux intras représente un progrès tangible mais marginal en matière de qualité et de taille d'un intra en général. Mais collectivement et stratégiquement, les nouveaux intras Tri Series intègrent :

- une plaque-circuit plus petite.
- un nouveau design de l'équipement micro-électronique avec une antenne sans fil.
- un petit écouteur aussi performant qu'un grand.
- un microphone plus petit qui convient parfaitement à la nouvelle plaque-circuit.
- une protection Hear Clear Plus pour microphone et écouteur contre la transpiration et le cérumen.

Grâce à l'évolution du design des intras Tri Series nous poursuivons nos objectifs de réduction de la taille des appareils tout en augmentant leur niveau de fabricabilité et leur fiabilité.

À propos de l'auteur

Laura Woodworth a rejoint Starkey Hearing Technologies en 1996. Depuis ses débuts dans la société, elle a travaillé à de nombreux postes, dont le service clients, la formation et la gestion des produits. Elle a également eu l'occasion d'adapter des aides auditives dans un cadre clinique. L. Woodworth a obtenu son master en audiologie à l'Université du Texas d'Austin, puis son doctorat en audiologie à l'Université A.T. Still.



Widex

La consommation des piles dans les aides auditives sans fil

Fiche technique vs. Performance réelle

Introduction

Combien de temps la pile va-t-elle durer ? C'est une des questions les plus fréquemment posées par les personnes appareillées, vraisemblablement parce que la durée de vie d'une pile joue un rôle important dans la gestion quotidienne des appareils. Pour beaucoup de personnes appareillées, devoir remplacer la pile une, voire deux fois par semaine peut être perçu comme une contrainte et/ou une dépense mal venue. En effet, une récente étude MarkeTrak a révélé que la durée de vie des piles était la fonctionnalité physique des aides auditives la plus mal notée.

Que répondez-vous alors à vos patients lorsqu'ils vous posent la question ? Consultez-vous les fiches techniques du fabricant ou émettez-vous une hypothèse bien fondée ? Malheureusement, il est difficile de dire combien de temps une pile va durer dans un appareil donné et, par conséquent, donner une réponse précise à vos patients n'est pas toujours possible.

Cet article fait état d'une série de mesures qui montrent que la consommation réelle d'une pile d'aide auditive sans fil haut de gamme disponible sur le marché ne figure pas précisément dans les mesures acceptées et indiquées sur les fiches techniques des fabricants.

Souvent, pour ne pas dire toujours, la performance réelle ne correspond pas du tout aux chiffres standardisés mentionnés sur les fiches techniques lorsque les fonctionnalités adaptatives, comme la suppression du Larsen, la réduction du bruit et d'autres fonctionnalités sont activées. De plus, il est évident que les options de transmission sans fil, disponibles dans les aides auditives numériques modernes, sont fortement susceptibles d'accroître la consommation de la pile. Pour certaines aides auditives, la différence entre la consommation actuelle mesurée pendant une utilisation normale et en mode de transmission passe du simple au double.

Les données mentionnées dans cet article résultent d'un test réalisé avec les 6 aides auditives sans fil haut de gamme les plus

récentes disponibles sur le marché. À une exception près, toutes les aides auditives sont de style RIC/RITE ciblant une surdité légère à moyenne et utilisent toutes une pile 312. Certains fabricants proposent des solutions sans fil pour les contours, les RIC/RITE ainsi que les intra-auriculaires/intra-profonds, tandis que d'autres proposent uniquement des solutions sans fil pour certains de ces modèles. Afin de permettre une comparaison directe, les aides auditives sans fil incluses dans le test devaient être comparables en termes de performance (haut de gamme), modèle, taille de pile et surdité ciblée.

Les aides auditives sans fil et les accessoires testés (par ordre alphabétique) :

Oticon Agil Pro RITE (Écouteur moyen) avec Connect Line

Phonak Bolero Q-M312 (Q90)

BTE - tube fin HE - avec Phonak TVLink

ReSound Verso VO962 RIE (Écouteur NP) avec ReSound Unite TV Streamer

Siemens Pure micon 7mi RIC (Écouteur M) avec Siemens miniTEK

Starkey 3 series i110 RIC 312 (configuration 115/50) avec SurfLink Media

Widex DREAM FUSION RIC (Écouteur M) avec TV-DEX

Pourquoi ne pouvez-vous pas vous baser sur les chiffres mentionnés sur les fiches techniques ?

En théorie, le calcul de la durée de vie escomptée des piles des aides auditives devrait être simple. Il suffit de deux chiffres de base normalement disponibles sur la fiche technique d'une aide auditive donnée : la capacité de la pile en milliampère-heure (mAh) et la consommation de courant de l'aide auditive en milliampère (mA).

Par exemple, une aide auditive sans fil qui fonctionne avec une pile 312 peut avoir une consommation de courant de 1,1 mA. La pile 312 en question a une capacité de 145 mAh. La durée de vie de la pile est alors calculée ainsi :

Capacité / Consommation :

$$145 \text{ [mAh]} / 1,1 \text{ [mA]} =$$

Durée de vie de la pile : 132 [heures]

Cependant, la durée de vie réelle de la pile n'est pas aussi simple à calculer. La consommation de la pile indiquée sur la fiche technique est définie conformément

aux normes CEI (60118-0 ou 60188-7) ou ANSI S3.22. Cette procédure standard, suivie par l'industrie de l'audioprothèse en général, implique des mesures réalisées avec un mode test spécial qui implique généralement la désactivation de fonctionnalités importantes comme le système de suppression du Larsen, les systèmes de microphone directionnel et la fonctionnalité sans fil. Par conséquent, certains fabricants proposent une indication des heures d'utilisation escomptées en plus de la mesure standardisée. Ce chiffre devrait idéalement donner une indication plus précise de ce à quoi la personne appareillée peut s'attendre en termes de durée de vie de la pile lorsque ces fonctions de traitement sont actives. La consommation en courant indiquée (norme CEI 60118-0) et les heures d'utilisation escomptées pour les aides auditives sans fil les plus récentes des six plus grands fabricants de l'industrie sont affichées dans les illustrations 1 et 2 ci-dessous.

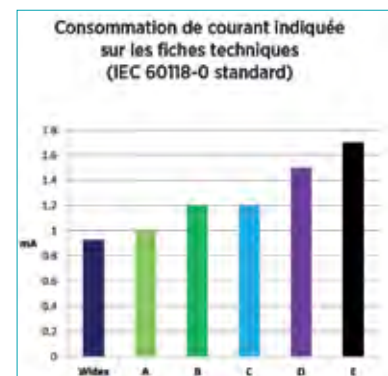


Illustration 1. La consommation de courant telle qu'elle est spécifiée sur les fiches techniques de 6 aides auditives sans fil comparables (de la meilleure à la plus mauvaise).

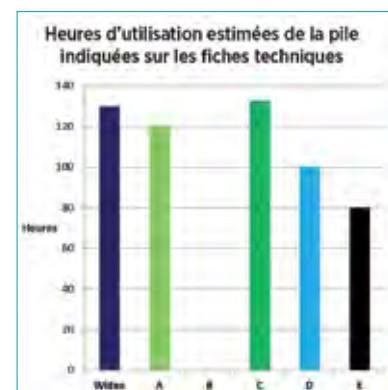


Illustration 2. Durée de vie/heures d'utilisation estimées de la pile tel que spécifié sur les fiches techniques. L'un des fabricants ne fait pas mention de ces informations. Si les fiches techniques indiquent un éventail de valeurs, l'illustration fait mention de la plus petite valeur.



Par ailleurs, les heures d'utilisation escomptées par les fabricants ne sont pas basées sur la même capacité de pile. Une comparaison des illustrations 1 et 2 en page précédente révèle très vite une considérable variation de la capacité présupposée de la pile, allant d'environ 120 mAh à 160 mAh, afin que la consommation de courant et les heures d'utilisation escomptées correspondent.

Par exemple, la consommation de courant indiquée par le fabricant d'aides auditives C est de 1,2 mA et les heures d'utilisation escomptées de 133. Cela requiert une pile d'une capacité de 160 mAh.

$$\text{Capacité / Consommation :} \\ 160 \text{ [mAh]} / 1,2 \text{ [mA]} =$$

Durée de vie de la pile : 133 [heures]

Par exemple, la consommation de courant indiquée par le fabricant d'aides auditives A est de 1,0 mA et les heures d'utilisation escomptées de 120. Cela requiert une pile d'une capacité de 120 mAh.

$$\text{Capacité / Consommation :} \\ 120 \text{ [mAh]} / 1,0 \text{ [mA]} =$$

Durée de vie de la pile : 120 [heures]

La variation de la capacité présupposée de la pile est illustrée à l'illustration 3 ci-dessous. Notez que le calcul ne peut être effectué pour le fabricant B car les heures d'utilisation escomptées ne sont pas spécifiées sur sa fiche technique.

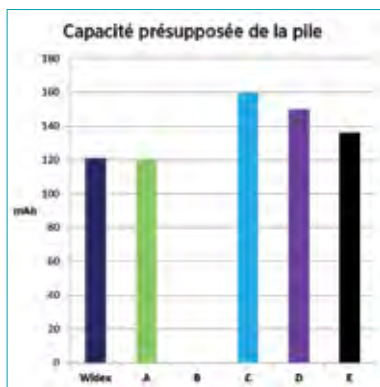


Illustration 3. La variation de la capacité présupposée de la pile parmi 5 fabricants d'aides auditives. Le calcul ne peut être effectué pour le fabricant B, étant donné que sa fiche technique ne spécifie pas les heures d'utilisation escomptées.

Comment obtenir une mesure uniforme de la consommation de la pile entre les produits au moyen des informations spécifiées sur les fiches techniques ?

Afin de comparer les produits en utilisant les informations spécifiées par les fabricants, la capacité de la pile doit demeurer constante. Par exemple, en supposant qu'une pile avec une capacité identique de 130 mAh est utilisée dans tous les produits, les heures d'utilisation calculées à partir de la consommation de courant rapportée par les fabricants seraient comme indiqué à l'illustration 4.

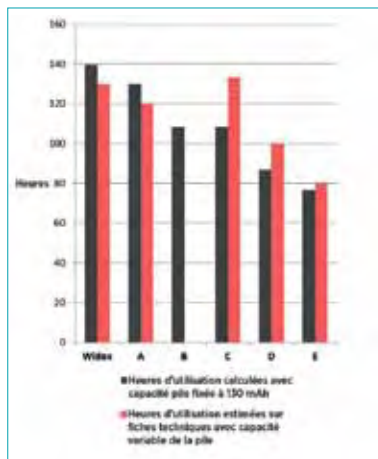


Illustration 4. Comparaison des heures d'utilisation estimées par les fabricants et des heures d'utilisation calculées à partir de la capacité de la pile de 130 mAh.

Par conséquent, idéalement, les fabricants d'aides auditives devraient spécifier la consommation de courant, les heures d'utilisation escomptées ainsi que la capacité de la pile utilisée pour le calcul des heures d'utilisation escomptées afin de permettre à l'audioprothésiste de calculer la consommation probable de la pile. L'illustration 5 ci-dessous montre un exemple de fiche technique précisant non seulement la consommation de courant, mais également la durée de vie de la pile et la capacité de la pile utilisée pour les calculs.

	IEC 60118-0	ANSI S3.22-2009 / IEC 60118-7
Consommation d'énergie de la pile	0,93 mAh	0,95 mAh
Durée de vie de la pile / heures	155 (>130)	155 (>125)

Illustration 5. Données de consommation de la pile (consommation d'énergie, heures d'utilisation escomptées et capacité présupposée de la pile) de la fiche technique du Widex D4-FS-m.

Performance sur papier vs. Dans la vie réelle

Comme nous l'avons vu ci-dessus, une comparaison directe des informations spécifiées sur les fiches techniques des fabricants n'est pas facilement accessible, mais peut être réalisée si vous êtes prêt(e) à faire plusieurs calculs vous-même en maintenant une capacité présupposée constante de la pile. Cependant, même si, avec un peu de travail, il est possible d'établir une comparaison directe des informations spécifiées sur les fiches techniques, l'application de ces informations à la vie réelle est probablement limitée, étant donné qu'elles sont obtenues dans des conditions idéales.

Ces dernières années, diverses nouvelles aides auditives avec différentes options de communication sans fil ont fait leur apparition sur le marché. Certaines peuvent échanger des données de coordination, et un petit nombre d'entre elles peuvent également se transmettre le son entre elles.

La technologie de transmission numérique permet à deux aides auditives programmées binauralement d'échanger des données, afin que les informations sur l'environnement sonore ambiant et les paramètres des deux aides auditives soient pris en compte pendant le traitement du signal. Cet échange de données peut être exploité à de nombreuses fins, y compris la préservation des éléments sonores et la synchronisation gauche-droite des ajustements du volume et de la sélection des programmes. Les nouvelles fonctionnalités dépendent d'un échange continu de données entre deux aides auditives à un rythme de 5 à 21 fois par seconde selon le fabricant.

Bien que dans de nombreuses circonstances cela soit très utile à la personne appareillée, les nouvelles fonctionnalités entraînent un accroissement de la consommation de la pile, et lorsque les aides auditives avec des fonctionnalités adaptatives et des capacités de synchronisation sont utilisées dans la vie réelle, nous devons nous attendre à une durée de vie plus courte de la pile que ce qui est précisé sur les fiches techniques.

La nouvelle technologie numérique sans fil est également utilisée pour la connectivité aux sources de sons externes, comme une télévision ou un téléphone portable. Généralement, les options de transmission sans fil sont un argument de vente majeur pour les aides auditives numériques haut



de gamme sans fil, étant donné qu'il s'agit d'une fonctionnalité importante et significative pour de nombreuses personnes appareillées.

Les technologies de transmission utilisées par l'industrie aujourd'hui divergent sur un certain nombre de paramètres, y compris le retard entre le son direct et le son transmis, la bande passante du signal transmis, la capacité à transmettre en stéréo vs. mono, et non des moindres, la consommation d'énergie. Comme le montre l'illustration 7 ci-après, la transmission du son de la télévision, par exemple, réduira fortement la durée de vie de la pile des produits de certains fabricants.

L'environnement dans lequel l'aide auditive fonctionne aura également une influence sur la durée de vie de la pile. Par exemple, les aides auditives fonctionnant avec des niveaux de gain élevés, en environnements très bruyants, et/ou en environnements avec des niveaux d'entrée élevés constants auront une consommation d'énergie plus élevée que la moyenne. De plus, les facteurs tels que l'humidité et la température auront également une influence sur la durée de vie de la pile. La variation de la capacité de la pile entre les différentes marques de pile est également un paramètre important. Cela peut également avoir un effet considérable sur la variation de la vie de la pile lors d'une utilisation dans la vie réelle.

En sachant que tous ces facteurs influenceront la durée de vie de la pile, nous ne pouvons pas nous attendre à ce que la consommation de la pile soit parfaitement reflétée dans les informations spécifiées dans les fiches techniques. Mais la question est de savoir combien la performance test rapportée dans les fiches de données dévient-elle de la vie réelle.

Un test réaliste de la durée de vie réelle de la pile dans les modèles d'aides auditives actuels

Afin d'offrir une évaluation réaliste de la consommation des piles des produits sans fil les plus récents, nous avons réalisé une étude de référence simulant une utilisation dans la vie réelle. Dans l'étude, nous avons testé la consommation de courant des six modèles d'aides auditives listés dans l'introduction lors d'une utilisation régulière et en mode de transmission.

Méthodes

Toutes les aides auditives étaient programmées binauralement pour une surdité N4 moyennement pentue de la norme CEI 60118-15 en utilisant les options standardisées de «programmation rapide» des fabricants. Les programmations ont été réalisées par une audiologiste avec une expérience clinique solide due à son passé professionnel dans un service hospitalier au Danemark (le troisième auteur). Elle était habituée à travailler avec les produits et les logiciels des différents fabricants. Afin de garantir que les aides auditives étaient dans un état comparable à une programmation réelle, tous les paramètres adaptatifs, comme par exemple la suppression du Larsen, étaient activés, tout comme l'échange mutuel de données.

Les aides auditives étaient placées dans une chambre d'essai pour aides auditives (Interacoustics TBS25). Pour produire une charge acoustique correspondant à l'oreille humaine et éviter tout effet Larsen pendant les mesures, lors du test les deux aides auditives étaient connectées à un simulateur d'oreille occlus (GRAS type RA0045) sans évent. L'électricité était fournie par une pile connectée à une tension de 1,3V (Agilent E3610A) via une résistance de 6 Ohm pour produire une simple émulation de la pile. Les aides auditives ont été exposées à un fichier audio comprenant le Signal vocal international de test (ISTS V1.0). Le niveau sonore dans la chambre d'essai a été calibré en utilisant la tonalité de calibrage ISTS avec un niveau de parole normal (65 dB SPL) en utilisant un analyseur audio (Brüel & Kjaer type 2012). Le signal audio a été appliqué pendant 60 secondes pendant lesquelles la consommation d'énergie a été enregistrée. Les 30 premières secondes ont été utilisées pour permettre aux aides auditives de se stabiliser. La consommation moyenne d'énergie a été mesurée pendant les 30 secondes restantes en utilisant un multimètre (Agilent U1272A).

En plus de la mesure de la consommation de la pile pendant une utilisation quotidienne normale, nous avons également mesuré la consommation de la pile avec une transmission audio active afin de fournir une évaluation réaliste de la consommation d'énergie des aides auditives modernes sans fil lors de l'écoute de la télévision en utilisant un appareil de transmission fourni par le fabricant.

Nous avons utilisé un type de test dans lequel les aides auditives étaient placées dans une chambre d'essai séparée pour éviter que le son capté par les microphones influence la mesure. Le fichier audio était transmis aux aides auditives dans la chambre d'essai depuis les transmetteurs respectifs (c'est-à-dire Oticon ConnectLine, Phonak TVlink, ReSound Unite TV Streamer, Siemens TEK, Starkey SurfLink Media et Widex TV-DEX). Les transmetteurs étaient placés à l'extérieur de la chambre d'essai près des aides auditives pour garantir de bonnes conditions de transmission ; un transmetteur longue portée était placé à une distance d'1 m, un appareil de transmission intermédiaire de courte portée, si réalisable, était placé à une distance de 15 cm des aides auditives.

Le signal audio était appliqué à l'appareil de transmission par un connecteur mini-jack et ajusté de façon à ce que le niveau de sortie des aides auditives pendant le test de transmission soit égal au niveau de sortie pendant le test sonore de l'aide auditive.

Résultats

La consommation de la pile mesurée lors d'une utilisation quotidienne normale et pendant la transmission

L'illustration 6 compare la consommation de courant mesurée pendant une utilisation quotidienne et une transmission simulées. Nous avons constaté des variations entre les produits lors d'une utilisation quotidienne comprise entre 1,17 et 2,54 mA. La plus grande différence de consommation de courant entre les différents modèles a été constatée pendant la transmission. Pour certains produits, l'activation de la transmission avait une influence relativement modeste sur la consommation de courant, tandis que pour d'autres, la consommation de courant était supérieure au double. Contre toute attente, le produit d'un des fabricants (D) semble utiliser légèrement moins de courant pendant la transmission que pendant l'utilisation quotidienne. Nous supposons que cela peut être dû au fait que ce fabricant ait opté pour une approche où l'un des microphones est automatiquement éteint pendant la transmission du son de la télévision, ce qui entraîne peut-être la désactiva-

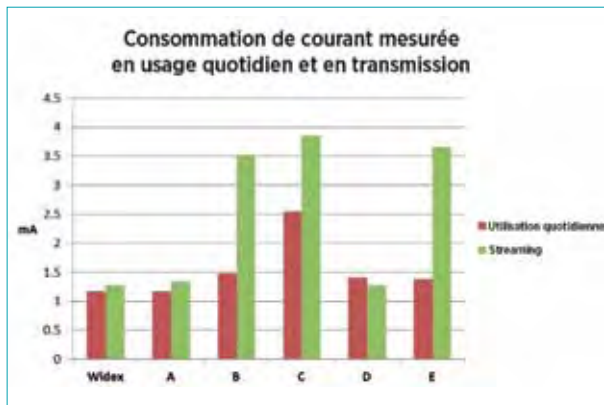


Illustration 6. La consommation de courant mesurée de six aides auditives pendant une utilisation quotidienne et une transmission simulées.

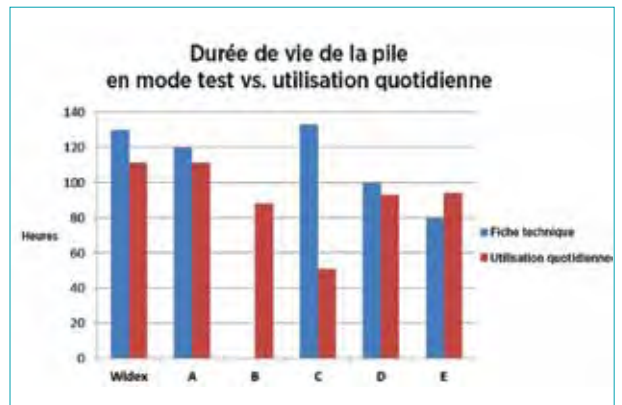


Illustration 8. Durée de vie de la pile (heures) en mode test vs. lors d'une utilisation quotidienne. La durée de vie de la pile lors d'une utilisation quotidienne est calculée à partir de la consommation de courant mesurée. Nous supposons dans ces calculs que la capacité de la pile est de 130 mAh.

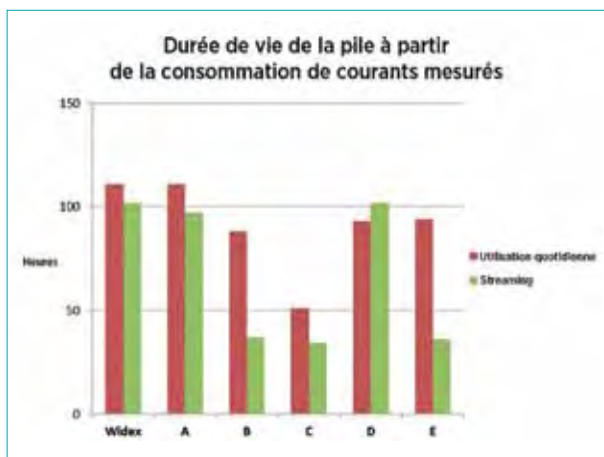


Illustration 7. Durée de vie de la pile (heures d'utilisation) de six aides auditives pendant une utilisation quotidienne et une transmission simulées à partir de la consommation de courant mesurée. Les calculs sont basés sur une capacité escomptée de la pile de 130 mAh.

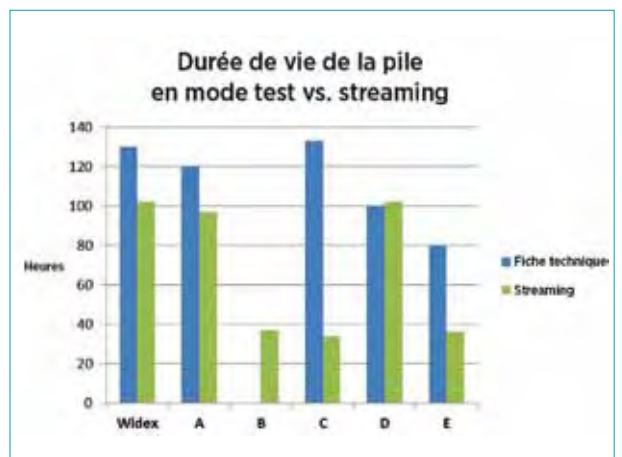


Illustration 9. Durée de vie de la pile (heures) en mode test vs. lorsque la transmission est activée. La durée de vie de la pile pendant la transmission est calculée à partir de la consommation de courant mesurée. Nous supposons dans ces calculs que la capacité de la pile est de 130 mAh.

tion partielle du système de suppression du Larsen et d'autres sous-circuits. La consommation de courant mesurée lors de l'utilisation quotidienne et pendant la transmission a été convertie en durée de vie (heures d'utilisation) à l'illustration 7.

Les illustrations 8 et 9 comparent la durée de vie mesurée de la pile lors d'une utilisation quotidienne et d'une transmission simulées à la durée de vie test précisée sur les fiches techniques des fabricants. Aucun des résultats obtenus n'est identique aux chiffres sur les fiches techniques. Les écarts entre la consommation de courant mesurée et la consommation de courant actuelle rapportée sur les fiches techniques sont compris entre 7% et 62% pour une utilisation quotidienne. L'écart est encore plus important lorsque la transmission est activée, allant de 2% à 74%.

Conclusion

La corrélation entre les chiffres des fiches techniques et la consommation de courant réelle mesurée est faible, même lorsque les aides auditives sont utilisées sans activer d'options de transmission sans fil. Se baser sur les chiffres des fiches techniques est difficile et dans de nombreux cas pas suffisant pour répondre aux questions des personnes appareillées concernant la durée de vie de la pile. La méthode standardisée utilisée pour obtenir les chiffres des fiches techniques ne traduit pas l'expérience réelle de l'utilisateur. Par conséquent, certains fabricants indiqueront des heures d'utilisation estimées sur les fiches techniques, mais établir une comparaison entre les produits requiert que vous fassiez vous-même les calculs en maintenant une capacité constante de la pile.

Les fonctionnalités sans fil semblent avoir un impact beaucoup plus important sur la consommation de courant que ce que nous pouvons déduire des fiches techniques des fabricants. Lorsqu'une personne appareillée choisit d'activer la transmission d'un son directement depuis une télévision à ses aides auditives par exemple, il est quasiment impossible de se baser sur les informations de la fiche technique concernant la durée de vie de la pile. Pour certains appareils, l'activation de la fonctionnalité de transmission sans fil aura un effet relativement modéré sur la durée de vie de la pile, tandis que pour d'autres, cela engendrera une augmentation considérable de la consommation de courant.

La consommation de courant plus élevée et la durée de vie plus courte de la pile doivent être soigneusement examinées



en fonction des bénéfices potentiels pour chaque patient. Tandis qu'une connexion sans fil haute qualité aux sources audio, comme une télévision, est indiscutablement fort souhaitable en elle-même, la diminution, dans certains cas particulièrement significative, qui en résulte concernant la durée de vie de la pile peut être un prix trop élevé à payer pour certains patients.

Cependant, comme cela est illustré par les résultats du test ci-dessus, l'impact de la transmission sans fil sur la consommation de courant varie considérablement parmi les fabricants. Il est par conséquent utile de demander aux personnes appareillées de faire part de leurs expériences avec les produits des différents fabricants pour avoir un aperçu général de la consommation réelle de courant lorsque la fonctionnalité de transmission est utilisée.

Références

1. Kochkin, s. (2010). MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *The Hearing Journal*, 63(1), 19-27.
2. Harkins, J., & Tucker, P. (2007). An Internet Survey of Individuals With Hearing Loss Regarding Assistive Listening Devices. *Trends in Amplification*, 11(2), 91-100.
3. Bisgaard, N., Vlaming, M. S. M. G., and Dahlquist, M (2010). Standard Audiograms for the IEC 60118-15 Measurement Procedure. *Trends in Amplification*, 14(2) 113-120
4. Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M. & Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). *International Journal of Audiology*, 49, 891-903.

Fiches techniques

En date du 22 février 2013.

Oticon : <http://www.oticon.com/~asset/cache.ashx?id=10915&type=14&format=web>

Phonak: http://www.phonakpro.com/content/dam/phonak/gc_hq/b2b/en/products/hearing_instruments/product_families/bolero-q/_documents/Datasheet_Phonak_Bolero_Q_M312.pdf

Resound : <http://www.resound.com/~media/DownloadLibrary/ReSound/Products/verso/datasheets/EN-verso-datasheet-62.pdf>

Siemens : http://hearing.siemens.com/Resources/Literature/_Global/products/Pure/Pure_Data-Sheet-micon_2012_08_en.pdf?__blob=publicationFile

Starkey :

http://www.starkeypro.com/public/pdfs/2013_Hearing_Solutions_Catalog.pdf

Widex :

<http://www.widex.com/WebFiles/9%20502%202864%20001%2002.pdf>

Auteurs



Par Helle S. Joergensen, MA, Lars Baekgaard, MSc et Benedikte Bendtsen, MA.

Helle Strandbygaard Joergensen est Spécialiste produits chez Widex A/S, Danemark. Avant de rejoindre Widex en 2008, elle a travaillé dans une unité de réhabilitation publique au Danemark offrant des services audiologiques de réhabilitation aux adultes présentant une déficience auditive, des acouphènes et la maladie de Menière. Elle est détentrice d'un Master en Science de l'audition et de la parole de l'Université de Copenhague et s'est spécialisée dans la Science de l'éducation.

Lars Baekgaard est responsable d'équipe au sein du département de recherche et de développement de Widex. Il est détenteur d'un Master en ingénierie électronique et a rejoint Widex en 1991 en tant qu'ingénieur développement. Il a travaillé quelques années comme responsable de projets avant de rejoindre le département de recherche et de développement en 2011 en tant que responsable d'équipe. Son domaine de compétences couvre le traitement du signal numérique et analogique, l'acoustique et les transducteurs.

Benedikte Bendtsen est Expert de domaine et travaille dans l'ingénierie des exigences et la validation des logiciels chez Widex A/S, Danemark. Avant de rejoindre Widex en 2011, elle a travaillé plusieurs années dans le service hospitalier d'une clinique publique du Danemark offrant des services audiologiques de réhabilitation aux enfants et aux adolescents. Son expérience clinique comprend la programmation d'aides auditives et de systèmes FM, ainsi que la réadaptation orthophonique. Elle est détentrice d'une maîtrise en audiologie de l'Université de Copenhague au Danemark.

Auteur correspondant :

Helle S. Joergensen, hej@widex.com

Source

Joergensen, H.S., Baekgaard, L., and Bendtsen, B. (2013, June). Battery consumption in wireless hearing aid products – Datasheet vs. real-world performance. *AudiologyOnline*, Article #11899. Retrieved from <http://www.audiologyonline.com/>

Traduction Widex – Octobre 2013

Imprimé et traduit avec l'autorisation de *AudiologyOnline*

www.audiologyonline.com



Actualités

du monde de l'audiologie

Enseignement Post-Universitaire Paris - La Villette 6/7 décembre 2013 "Le bruit dans tous ses états"

Enseignement Post-Universitaire

Les 6 et 7 décembre 2013
Centre des congrès de la villette
Cité des sciences et de l'industrie
30, Av. Corentin Cariou - 75019
Paris

Sous la présidence de Monsieur Eric BIZAGUET, des professionnels de l'audition aborderont les points principaux recouvrant le domaine du Bruit. Les dernières technologies en matière auditive seront également présentées. Une exposition de matériels d'audioprothèse et d'audiophonologie aura lieu en parallèle.

Vendredi 6 Décembre 2013

8H00 ACCUEIL DES PARTICIPANTS

8H45 - 9H00

INTRODUCTION A L'EPU 2013

E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris
Président du Collège National
d'Audioprothèse

Séance du matin

Président de séance :

Eric BIZAGUET -

Modérateur : Christian RENARD

9H00 - 9H30

Impact du bruit sur la santé :

Chiffres clefs, maladies professionnelles, législation.
A. DEBONNET-LAMBERT, Directrice du CIDB, Paris (Centre d'information et de Documentation sur le Bruit)

9H30 - 10H15

Le bruit : Définitions et caractéristiques. Comment le mesurer ?
Pr A. GARCIA, CNAM, Paris

10H15 - 11H15

Physiopathologie cochléaire

et centrale : Impact du bruit, recherches en cours.

Pr J.L. PUEL, Université de Montpellier

Pause 11H15 - 11H45

Président de séance :

Patrick VERHEYDEN -

Modérateur : Philippe LURQUIN

11H45 - 12H30

Aménagement au poste de travail,

traitement des structures :

Isolement et absorption des bruits en milieux industriels.

J. DUCOURNEAU, Maître de conférence, Université de Lorraine

12H30 - 13H00

Prévention et protection contre le bruit :

Systèmes actifs et passifs. Indications, choix, intérêts et limites. Description et mesure de leur efficacité.

E. HANS, Audioprothésiste, Montbeliard

B. HUGON, Audioprothésiste, Paris

Séance de l'après-midi

Président de séance :

Pascale FRIANT-MICHEL -

Modérateur : Isabelle MOSNIER

14H30 - 15H30

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

M. PAQUIER, Maître de conférence, Université de Brest

15H30 - 16H30

Impact du bruit sur la compréhension chez le déficient auditif :

Spécificités de la surdité traumatique, mesure du handicap.
A. COEZ, Audioprothésiste, Paris



Pause 16H30 - 17H00

Président de séance :

Géraldine BESCOND -

Modérateur : Paul-Edouard WATERLOT

17H00 - 17H30

Déclin cognitif et prise en charge

de la surdité : Evaluation de la personne âgée.

I. MOSNIER, O.R.L., Colombes

17H30 - 18H00

Hyperacousie :

Prise en charge et traitements.
P. LURQUIN, Audioprothésiste, Bruxelles

Samedi 7 Décembre 2013

8H00 ACCUEIL DES PARTICIPANTS

Séance du matin

Président de séance :

Joël DUCOURNEAU -

Modérateur : Eric HANS

8H45 - 9H15

Anamnèse et cas cliniques

T. ROY, Audioprothésiste, Rouen

9H15 - 10H45

Technologie et traitement

du signal :

Spécificités du traitement du bruit dans les aides auditives. Réducteurs du bruit et microphones directionnels. Comment améliorer



la compréhension dans le bruit ?
Choix des différents traitements du signal.

J.B. DELANDE, Audioprothésiste,
Annecy

X. DELERCE, Audioprothésiste,
Mont de Marsan

A. GAULT, Audioprothésiste, Annecy

Pause 10H45 - 11H15

Président de séance :

Jean-Baptiste DELANDE -

Modérateur : Alexandre GAULT

11H15 - 12H15

Choix prothétique et réglages :

Réglages des aides auditives en fonction du bilan prothétique, de l'âge, de l'ancienneté de la perte auditive, du bruit et de l'environnement.

F. DEJEAN, Audioprothésiste,
Montpellier

S. LAURENT, Audioprothésiste,
Gourin

12H15 - 12H45

Réglages spécifiques en milieu bruyant.

C. GUEMAS, Audioprothésiste,
Carhaix

Séance de l'après-midi

Président de séance :

Frank LEFEVRE -

Modérateur : Xavier DELERCE

14H15 - 14H45

Les accessoires : HF, « wi-fi »...

G. GERBAUD, Audioprothésiste,
Reims

14H45 - 15H30

Mesures de l'efficacité :

Audiométrie et analyse de l'essai en milieu social.

M. DEL RIO, Audioprothésiste,
Bordeaux

Y. LASRY, Audioprothésiste, Nantes

Pause 15H30 - 16H00

Président de séance :

Stéphane LAURENT -

Modérateur : Arnaud COEZ

16H00 - 16H45

Orthophonie et appareillage :

Quelle prise en charge pluridisciplinaire pour renforcer l'efficacité des aides auditives dans le bruit ?

G. BESCOND, Orthophoniste,
Rennes

F. LEFEVRE, Audioprothésiste,
Rennes

16H45 - 17H15

L'éducation prothétique :

Comment expliquer les limites au patient et à sa famille.

E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris

17H15 - 18H00

CAS CLINIQUES

CONCLUSION DE L'EPU

Renseignements

Collège National d'Audioprothèse

20, rue Thérèse - 75001 Paris

Tél. : 01 42 96 87 77

Fax : 01 49 26 02 25

cna.paris@orange.fr

5th International Workshop Clermont-Audiologie

Better assessment of hearing, balance and tinnitus

Clermont-Ferrand, mardi 1^{er} 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^{er} 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. Béla 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).

Date limite d'inscription 14 mars 2014 auprès de Fabrice GIRAUDET



Présentation du BIAP

De nombreux acronymes sont utilisés régulièrement mais parfois sans une connaissance précise de leur signification exacte. S'agissant du BIAP, il s'agit du **Bureau International d'Audiophonologie**. Cette structure, qui sera bientôt cinquantenaire, est une référence internationale dans un domaine où en particulier les progrès technologiques (Aides auditives, implants cochléaires...) justifient une réflexion commune.

De quoi s'agit-il ?

Le (BIAP) est un bureau formé de délégués de sociétés, comités nationaux ou régionaux d'Audiophonologie, délégués d'associations professionnelles internationales dans les disciplines reprises dans la définition de l'Audiophonologie, et de membres associés. Ces délégués interviennent pour donner leurs avis, et participer à l'élaboration et à la rédaction des recommandations qui seront ensuite largement diffusées par le secrétariat du **BIAP**. Délégués, membres associés et experts internationaux travaillent ainsi en commun sur un thème déterminé, groupés dans des commissions techniques spécialisées.

Le Président du BIAP est actuellement Monsieur Martial FRANZONI, Directeur du CEOP (Centre Expérimental Orthophonique et Pédagogique) à Paris.

Quelles sont les actions menées par le BIAP ?

Il s'agit essentiellement de ces recommandations qui concernent tous les domaines de l'Audiophonologie. Ces recommandations ont vocation de référence pour répondre à des situations cliniques avec une approche pluridisciplinaire.

Quelques exemples de recommandations élaborées par le BIAP, et accessibles directement sur le site internet :

- Recommandation BIAP 06/11 : Appareillage auditif chez l'enfant dans la première année.
- Recommandation BIAP 07/4 – 25/5 : Implantation cochléaire bilatérale chez l'enfant.



- Recommandation BIAP 09/10-2 : Conservation de l'audition dans les milieux du travail.
- Recommandation BIAP 29/1 : Acouphène et hyperacousie - Démarche diagnostique.
- Recommandation BIAP 30/1 : Processus Auditifs Centraux (P.A.C.).

La procédure de validation des recommandations implique directement, et rapidement par l'intermédiaire des communications électroniques, l'ensemble des membres du BIAP. Ces recommandations sont mises en ligne sur le site internet du BIAP avec traduction en quatre langues : allemand, anglais, français et espagnol.

implants cochléaires, nouvelles explorations...), l'évolution démographique avec espérance de vie croissante, la meilleure connaissance des troubles associés à ceux de l'audition, et les possibilités d'échanges multiples par internet, sont autant de domaines où le BIAP a tout son intérêt : savoir faire et faire savoir.

**Site internet du BIAP :
www.biap.org**

Nicole Matha, Didier Bouccara,
Martial Franzoni
(Correspondance : d.bouccara@orange.fr)

Perspectives

Par sa structure pluridisciplinaire et internationale le BIAP est une référence d'accès facile vis-à-vis des interrogations quotidiennes en matière de troubles de l'audition et de la communication. Les progrès technologiques (aides auditives,

Définition de l'audiophonologie

L'audiophonologie a pour objet l'étude de l'audition, de la phonation, de la parole et du langage de l'homme.

Elle comprend les aspects anatomique, physiologique, psychologique, acoustique, phonétique, linguistique et sociologique de la communication.

La prise en charge des troubles de la communication présente une part médicale, une part pédagogique, une part orthophonique (ou logopédique), une part psychologique et une part prothétique.



AUDIOPROTHÈSE : le problème est le reste à charge pour les patients

L'audioprothèse : un reste à charge plus élevé pour les patients

Si le coût moyen d'une audioprothèse est de 1535€ selon la CNAMTS, celui-ci comprend l'appareil lui-même, la prestation initiale (analyse, adaptation de l'appareil et réglages) et le suivi prothétique étalé sur 4 à 6 ans. L'audioprothésiste est en effet un professionnel de santé prescrit, dont les prestations s'appuient sur le matériel qu'il choisit, adapte et délivre¹. Le véritable problème réside davantage dans le reste à charge, bien trop élevé, que dans les prix des audioprothèses, les tarifs de remboursement n'ayant pas évolué depuis les années 1970. Sur les 822 millions que représente le marché de l'audioprothèse, 114 Me (14%) sont pris en charge par l'Assurance Maladie Obligatoire (AMO), 246 Me (30%) par l'Assurance Maladie Complémentaire (AMC) et 462 Me (56%) par les ménages. A titre de comparaison, les remboursements publics dans les pays limitrophes (Allemagne, Suisse, Italie) sont supérieurs à la somme moyenne de l'AMO et l'AMC en France pour les adultes.

Enfin, les prix des audioprothèses ont moins évolué que l'inflation pendant les 17 dernières années².

L'UNSAF et le CNA : pour un partenariat pérenne avec les pouvoirs publics

Conscients de l'enjeu en termes de santé publique de l'accès à une audioprothèse de qualité, l'UNSAF et le CNA proposent aux pouvoirs publics de mettre en place des tarifs négociés accessibles au plus grand nombre. Ce projet fait d'ailleurs

1. D'après le Code de Santé Publique (Article L 4361-1), l'audioprothésiste procède à l'appareillage des déficients de l'ouïe, ce qui comprend le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle d'efficacité immédiat et permanent et également l'éducation prothétique.

2. Le Monde du 16 mai 1996, "Douze mille francs l'unité"

écho aux recommandations de l'IGAS³. Force de proposition, l'UNSAF et le CNA promeuvent un tarif « social » pour les bénéficiaires de la CMU-C, qui comprendrait une revalorisation à 850€ par appareil (pour les deux oreilles) et une augmentation du délai entre deux prises en charge, de 2 à 4 ans. Partenaire de longue date avec les pouvoirs publics, l'UNSAF propose également que les bénéficiaires de l'ACS puissent prétendre à ces tarifs.

Actuellement en cours de négociation, ce tarif CMU, s'il est déterminé avec la profession, pourrait être immédiatement opposable pour les ACS. Il pourrait également devenir le prix plancher pour les contrats responsables.

La perte de l'audition : une priorité de santé publique

Reconnue comme une priorité de santé publique par la Cour des Comptes⁴, la perte de l'audition ne

peut que s'accroître avec le vieillissement annoncée de la population. Aujourd'hui, environ 10% de la population française est atteinte d'une déficience auditive et 5 à 6% devrait être équipée (2,5% l'est effectivement). D'après le Professeur Bruno Frachet, Hôpital Rothschild, le maintien des capacités auditives permet pourtant de limiter le déclin cognitif et les risques de dépendance, qui coûtent beaucoup plus cher à la Sécurité sociale que l'appareillage⁵. Toutefois, malgré le fort reste à charge le taux d'appareillage n'est inférieur que de 20% à celui de l'Allemagne et de 50% à celui du Royaume-Uni (plus de 500 000 appareils délivrés chaque année en France, contre un million par le NHS, avec un reste à charge nul). Les enquêtes internationales montrent d'ailleurs que le taux de satisfaction des malentendants français est bien supérieur

qu'en Allemagne ou au Royaume-Uni⁶, ce que l'IGAS a noté⁷.

Les assistants d'écoute : la législation doit être respectée

Vendu par la société Sonalto sans prescription médicale préalable au prix de 299€ l'unité, l'assistant d'écoute Octave[®] est présenté comme (sic) « conçu par un médecin ORL », « prêt à l'emploi », pré-régulé avec deux niveaux d'amplification de 11 et 20 décibels, amplifiant « intelligemment les sons », « pour les gênes auditives légères » et est distribué en pharmacie et par des opticiens.

Toutefois, Octave[®] est un dispositif médical implantable actif et doit à ce titre être délivré exclusivement par un audioprothésiste.

Dans son point d'information du 29 Janvier 2013, intitulé « déficit auditif : statut des appareils correctifs »⁸ l'ANSM rappelle d'ailleurs que « la correction d'une déficience auditive est une finalité médicale. Les appareils ayant ce type de finalité (...) sont donc classés dans la catégorie des dispositifs médicaux et nécessitent par conséquent d'être marqués CE (...). En France, leur délivrance est réglementée ». En février 2013, l'Académie Nationale de Médecine⁹ rappelle les risques médicaux attachés à l'utilisation des « assistants d'écoute » encore appelés « assistants auditifs pré-régulés ».

En 2011, l'Unsaf et le Syndicat National des Entreprises de l'Audition (SYNEA) ont lancé une procédure en justice contre Sonalto afin de contraindre cette société à vendre son produit conformément aux dispositions du Code de la Santé Publique, à savoir une prescription médicale préalable et une délivrance par un audioprothésiste.

Les pouvoirs publics doivent faire respecter la législation applicable.

6. http://www.anovum.com/publikationen/Euro-Trak_LasVegas_Dec%202012.pdf

7. page 27, rapport IGAS

8. <http://ansm.sante.fr/S-informer/Points-d-information-Points-d-information/Deficit-auditif-statut-des-appareils-correctifs-Point-d-information>

9. <http://www.academie-medecine.fr/detailPublication.cfm?idRub=27&idLigne=2426>



Le CNA et l'UNSAF : des acteurs au service des malentendants

Le Collège National d'Audioprothèse veille à la qualité technique, scientifique et pédagogique de l'enseignement de la profession d'audioprothésiste et assure la représentation et la défense des intérêts déontologiques et moraux des audioprothésistes. Dans ses formations, le CNA organise un enseignement post-universitaire auquel participent plus de 900 professionnels.

L'UNSAF représente la profession auprès des instances nationales en charge de la santé et siège notamment au sein de l'Union nationale des professionnels de santé (UNPS) et du Haut conseil des professions paramédicales (HCPP). Il est présidé depuis Juin 2012 par Luis Godinho.

Contacts :
Eric Bizaguet, Président du CNA /
College.Nat.Audio@orange.fr /
01 42 96 87 77

Luis Godinho, Président de l'UNSAF /
l.godinho@unsaf.org /
06 88 88 07 83

Diplôme Inter-Universités Université François Rabelais - Tours Réhabilitation de l'audition



Objectifs

- Médecins (ORL, Chirurgiens de la Face et du Cou)
- Audioprothésistes
- Orthophonistes

Objectifs

- Définir les enjeux de la réhabilitation auditive selon l'âge.
- Décrire l'intérêt de la réhabilitation ultra-précoce chez l'enfant.
- Améliorer la thérapeutique par une

approche pluridisciplinaire et le lien entre professionnels de la surdité (ORL, audioprothésistes, orthophonistes).

- Actualiser les connaissances des prothèses auditives et systèmes implantés.
- Améliorer le diagnostic des surdités génétiques.

Programme

Bases de la réhabilitation de l'audition et Audiométrie (Conséquences de la surdité selon l'âge, Génétique & Surdité, Normes audiométriques, Physiologie cochléaire : Codage fréquentiel spatial et temporel du son, Audiométrie pratique, l'assourdissement, Plasticité des voies auditive, Epreuve vocale, Stéréo-audiométrie, Surdité néonatale : dépistage et pistage).

Prothèses auditives (famille de prothèses et principes de réglages, Test d'orientation audioprothétique, Test d'évaluation du résultat : test dans le bruit, Prescription : législation, renouvellement, remboursement).

Systèmes implantés (implant cochléaire : indications selon l'âge. Stimulation électroacoustique.

Implant du tronc cérébral. Réglages des implants. Principes de la rééducation orthophonique).

Chirurgie de la surdité (hors implant) : Otospongiose, Otite Chronique, Aplasies, Tympanoplasties et ossiculoplasties.

ties. Evaluation des résultats et facteurs prédictifs.

Responsables pédagogiques

Emmanuel Lescanne, Professeur à l'université de Tours, Praticien Hospitalier.

Benoît Godey, Professeur à l'université de Rennes-1, Praticien Hospitalier.

Philippe Bordure, Professeur à l'université de Nantes, Praticien Hospitalier.

Lieu de formation

3 séminaires de 2 jours :

Tours : février

Rennes-Fougères : mars

Nantes : mai.

Stages : 10 demi-journées

Renseignements

Patricia Fasquelle
02 47 47 38 94 (Ap. midi)

Inscription

Marie-Laure Marin-Girard
02 47 36 81 39
<http://med.univ-tours.fr/formation-continue/>



DÉCEMBRE 2013

Enseignement Post-Universitaire

Les 6 et 7 décembre 2013

L'Enseignement Post-Universitaire 2013 sera dédié au thème du « Bruit dans tous ses Etats ». Sous la présidence de Monsieur Eric BIZAGUET, des professionnels de l'audition aborderont les points principaux recouvrant le domaine du Bruit. Les dernières technologies en matière auditive seront également présentées.

Le pré-programme est disponible sur le site du Collège National d'Audioprothèse : www.college-nat-audio.fr. Les inscriptions seront ouvertes dès le mois de juillet. Secrétariat du CNA : 01 42 96 87 77 - cna.paris@orange.fr



Colloque ACFOS

Les 12 et 13 décembre 2013 à Paris

Le colloque annuel de l'ACFOS aura pour thème « L'enfant sourd de 0 à 3 ans et sa famille ». Le but de ce colloque sera de s'interroger sur la manière de privilégier les aspects humains et relationnels, afin d'optimiser les interventions médicales, prothétiques, éducatives, rééducatives, pédagogiques, psychologiques et sociales

Info : contact@acfos.org



JANVIER 2014

ACFOS Formation professionnelle

Education précoce : prise en charge orthophonique de l'enfant sourd avant 3 ans

Les 29, 30 et 31 janvier 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org

16^{es} Assises d'ORL 2^{es} Assises d'audioprothèses

Du 30 janvier au 1er février 2014 à Nice

Au cours de ces trois journées, vous trouverez un programme toujours renouvelé et riche de nouveautés avec des ateliers pratiques, des débats contradictoires et de nombreuses démonstrations chirurgicales en direct.

Info : info@assises-ork.fr



MARS 2014

17^e 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



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^{er} et 2 avril - Clermont-Ferrand

Info : fabrice.giraudet@udamail.fr

UNSAF - Congrès national des audioprothésistes

Du 3 au 5 avril au CNIT - Paris La

Défense

Info : 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





MAI 2014

49th Biap convention

Du mercredi 30 Avril 2014
au dimanche 04 Mai 2014

VIENNA - AUSTRIA

www.biap.org



10^{ème} Congrès International Francophone de Gériatrie et Gérontologie

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^{  mes} 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^{er} 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

Service recrutement
36-36 bis avenue Maréchal Foch
CS 91296
06005 Nice Cedex 1

www.lesmutuellesdusoleil.fr

AVEC EAR-WELL
**DITES
OUI**

(BRETAGNE, PUY-DE-DOME ET SUD-EST)

EN PLEIN DÉVELOPPEMENT, EAR-WELL COMPTE SUR VOTRE ESPRIT D'ENTREPRISE !

Inscrit dans une dynamique commerciale visionnaire qui a su intégrer le digital au bon moment, Ear-Well n'attend plus que vous pour poursuivre sa croissance.

Rejoignez-nous pour proposer l'alternative que tous les patients attendent : l'accessibilité à la rééducation auditive pour tous avec le meilleur service au meilleur prix, les meilleurs produits et les meilleurs audioprothésistes. Et ce, en toute transparence, sur tout le territoire national.

Flashez pour comparer votre ADN au nôtre !



ear-well.com

Envoyer votre candidature à Frédéric Bouzat : frederic.bouzat@ear-well.com

www.ear-well.com

ear-well



La Mutualité Française Union Territoriale
de Tarn et Garonne recrute pour
son centre d'audition de Montauban

un AUDIOPROTHÉSISTE (H/F)

- ▶ Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste
- ▶ CDI temps plein
- ▶ Statut Cadre
- ▶ Poste à pourvoir rapidement

CV + lettre motivation à adresser à :

Mutualité Française Union Territoriale de Tarn et Garonne
15 allée de l'Empereur - 82000 Montauban
Pour toute information complémentaire,
vous pouvez contacter Mme O. FERRARA /DG



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



ALAIN AFFLELOU *Acousticien*



RCS Paris 794 137 737

INNOVATION, PERFORMANCE ET DYNAMISME

Audioprothésistes diplômés, **futurs collaborateurs ou franchisés**, vous souhaitez intégrer une enseigne leader et reconnue sur le marché, **REJOIGNEZ-NOUS !**

45, avenue Kléber - 75016 Paris. Téléphone : 01 49 37 73 77
Envoyez-nous votre candidature sur recrut-acousticien@afflelou.net
www.alinafflelou-acousticien.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



PONTET AUDITION

LABORATOIRE PONTET

Recherche
un(e) AUDIOPROTHÉSISTE
Sur **MARSEILLE**

Poste à responsabilité



Contact : serge PONTET
spontet@pontet.net

ViaSanté AUDITION

**L'Audition VIASANTE recherche
un(e) audioprothésiste (H/F)
pour ses centres de Perpignan et Prades**

MISSION : Forte d'un réseau de 4 espaces audition dans les départements de l'Aude et des Pyrénées Orientales, l'Audition VIASANTE recherche un(e) audioprothésiste pour ses centres de Perpignan et Prades.

Garant de la bonne gestion du centre auquel vous êtes rattaché, vous êtes assisté dans votre mission par une secrétaire audio. Vous apportez votre expertise avec le souci de l'efficacité, de la qualité de la Relation Client et de la coopération avec les autres activités de l'entreprise.

PROFIL : Audioprothésiste DE débutant ou expérimenté.
Poste en CDI basé à Perpignan
Rémunération fixe + primes sur résultats +
mutuelle d'entreprise /tickets restaurant.

CONTACT

Envoyer C.V. et lettre de motivation à Mutuelle VIASANTE
Département Développement Social - Madame Audrey ROTTIER QUAGLIERINI
104 avenue Franklin Roosevelt 11885 CARCASSONNE CEDEX
ou par e-mail à ressourceshumaines@viasante.fr

SIEMENS

Nouveau !
Surpuissant
Discret

micon
La nouvelle
dimension



www.siemens.fr/audiologie

Nitro micon™ de Siemens.

Puissance et performance en toute discrétion pour pertes auditives jusqu'à sévères.



Life sounds brilliant.*

*La vie sonne brillamment.

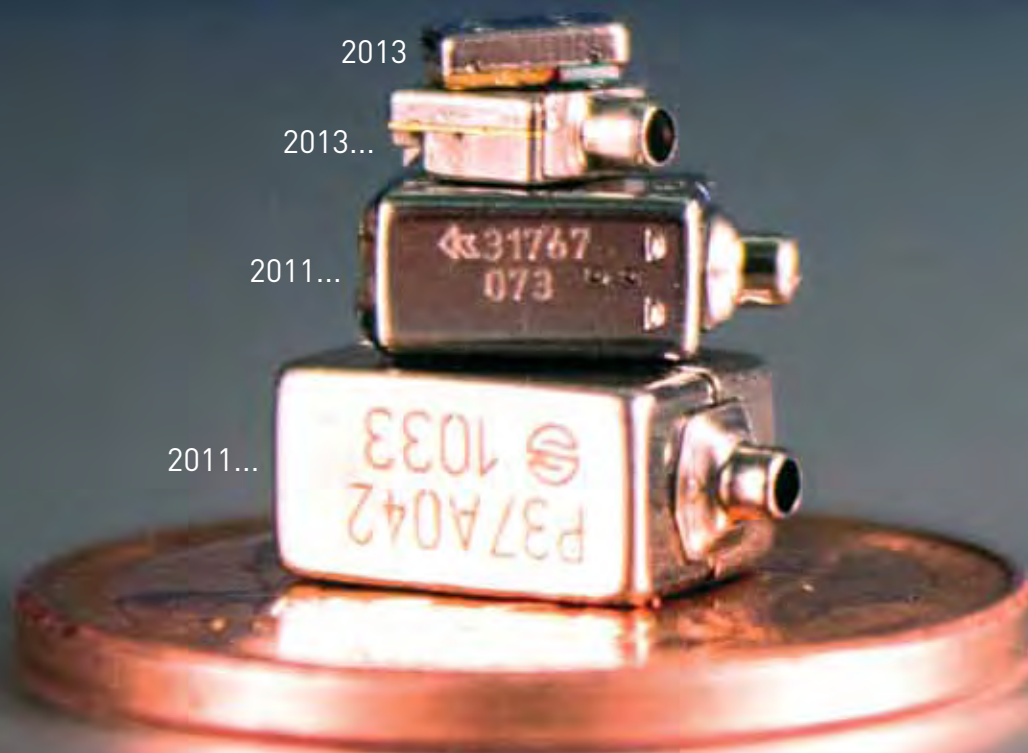
Novembre 2013. Dispositif médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Ce dispositif médical est remboursé par les organismes d'assurance maladie. Classe D : Code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2355084 (1400 €) et + de 20 ans : 2335791 (199.71 €). Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation.

3 series™

DE PLUS EN PLUS PETIT

La technologie ne cesse d'évoluer pour
miniaturiser de plus en plus les microprocesseurs,
les microphones et les écouteurs des aides auditives.

La taille de nos composants nous permet
de proposer les intras sans-fil
les plus petits
du marché.



www.starkeyfrancepro.com
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