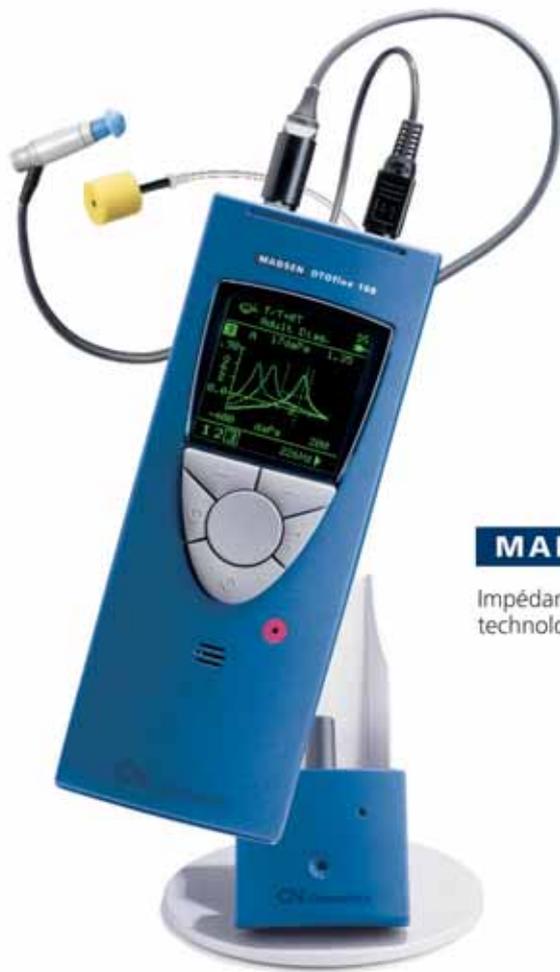


Les Cahiers de L'AUDITION

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES - VOL. 20 - JUILLET/AOÛT 2007 - N°4 - ISSN 0980-3482

MÉMOIRES :
Lauréats du Collège
National d'Audioprothèse



GN Resound Leader **mondial** du diagnostic en ORL

MADSEN OTOflex 100

Impédancemètre portable
technologie Bluetooth intégrée



MADSEN Accuscreen

Dépistage de la surdité chez l'enfant
et le nouveau né par oto-émissions
acoustiques, produits de distorsions.
PEA automatique.



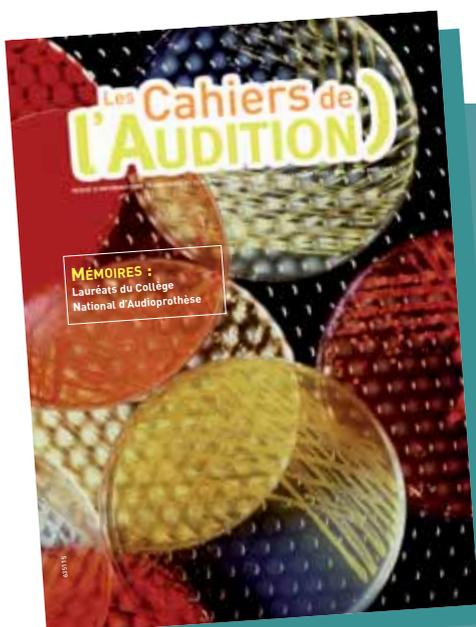
AURICAL Plus

Audiomètre,
chaîne de mesures
(mesures in-vivo)
Hi-Pro intégré.



MADSEN OTOflex II

Vidéotoscope.
Déjà adopté par 1 audioprothésiste 3.



**PUBLICATION DE
LA S.A.R.L. GALATÉE.**

Gérant et directeur
de la publication :
Daniel Chevillard
12ter, Rue de Bondy
93600 Aulnay sous Bois
Tél. : 01 48 68 19 10 - Fax : 01 48 69 77 66
soniclaire@infonie.fr

RÉDACTEUR EN CHEF

Professeur Paul Avan
Faculté de Médecine
Laboratoire de Biophysique
28, Place Henri Dunant - BP 38
63001 Clermont ferrand Cedex
Tél. : 04 73 17 81 35 - Fax : 04 73 26 88 18
paul.avan@u-clermont1.fr

RÉDACTEURS

François Degove
francois.degove@wanadoo.fr
Arnaud Coez - acoez@noos.fr
Assistante : C. Degove
5, avenue Maréchal Joffre
92380 Garches
Tél. 01 47 41 00 14

CONCEPTION - RÉALISATION

MBQ
32, rue du Temple - 75004 Paris
Tél. : 01 42 78 68 21 - Fax : 01 42 78 55 27
stephanie.bertet@mbq.fr

PUBLICITÉ

Christian Renard
50, rue Nationale - BP 116
59027 Lille Cedex
Tél. : 03 20 57 85 21 - Fax : 03 20 57 98 41
labo.audiologie.lille@wanadoo.fr

SERVICE ABONNEMENTS

Editions Elsevier Masson SAS
62, rue Camille Desmoulines
92442 Issy-les-Moulineaux Cedex
Tél. : 01 71 16 55 55 - Fax : 01 71 16 55 88
infos@masson.fr
www.masson.fr/revues/cau

DÉPÔT LÉGAL

À DATE DE PARUTION
Juillet/Août 2007 - Vol. 20 - N°4
Imprimé par Néo-typo - Besançon

N°CPPAP 0411 T 87 860

Indéxé dans : Embase / Excerpta Medica

Liste des annonceurs

ACOUREX • AUDIOMEDI •
BELTONE • GN RESOUND •
NEWSON • OCEP •
PHONAK • OTICON •
SIEMENS • STARKEY •

Les Cahiers de l'Audition
déclinent toute responsabilité
sur les documents qui leur
sont confiés, insérés ou non.

Les articles sont publiés
sous la seule responsabilité
de leurs auteurs.

2 INSTRUCTIONS AUX AUTEURS

5 ÉDITORIAL

Paul Avan

7 ACTUALITÉS

11 MÉMOIRES

Perception catégorielle des sons de parole chez des personnes
malentendantes et appareillage auditif : Exemple des consonnes
plosives orales voisées

Charlotte BALET

18

« Compréhension » simulateur de pertes auditives

Arnaud GIRAULT

27

Effets d'une lésion cochléaire sur l'intelligibilité de la parole dans
le bruit : rôle des informations temporelles de structure fine

Pierre FLEURIOT

33

Etude approfondie de la directivité d'une aide auditive et son
impact sur la localisation spatiale

Caroline SILOTTO

45 VEILLE TECHNOLOGIQUE

58 LIVRES ET DOCUMENTS

59 INFORMATIONS - EMPLOIS

63 CAS CLINIQUES

Président :

Eric BIZAGUET

Premier Vice-Président :

Frank LEFEVRE

Deuxième Vice-Président :

Christian RENARD

Rédacteur en Chef :

Professeur Paul AVAN

Conception-Réalisation :

MBQ

Comité Biotechnologie

Electronique et

Acoustique :

Professeur Christian GELIS

Philippe VERVOORT

Comité Techniques

Prothétiques et

Audiologie de l'Adulte et de l'Enfant :

François DEGOVE

Thierry RENGLLET

Frank LEFEVRE

Docteur Paul DELTENRE

Comité Audiologie

Expérimentale :

Christian LORENZI

Stéphane GARNIER

Stéphane GALLEGRO

Comité Sciences

Cognitives

et Sciences

du Langage

(phonétique) :

Benoit VIROLE

Comité O.R.L.

Audiophonologie :

Responsable :

Professeur Alain ROBIER

Adjoint :

Professeur René DAUMAN

Docteur Dominique DECORTE

Docteur Christian DEGUINE

Docteur Olivier DEGUINE

Professeur Alain DESAULTY

Docteur Jocelyne HELIAS

Docteur Jacques LEMAN

Docteur Lucien MOATTI

Docteur Jean-Claude OLIVIER

Docteur Françoise REUILLARD

Professeur François

VANEECLOO

Professeur Christophe

VINCENT

Comité Orthophonie Education et Rééducation de la Parole et du Langage : Annie DUMONT

Comité Veille

Technologique :

Robert FAGGIANO

Comité Veille

Informatique :

Charles ELCABACHE

Comité Bibliographie :

François DEGOVE

Philippe LURQUIN

Relations avec les Etats-Unis et le Québec :

François LE HER

Jean BELTRAMI

Comité de Lecture :

Au titre de la Société

Française d'Audiologie :

Président :

Professeur Bruno FRACHET

Au titre de Membres du Collège National d'Audioprothèse :

Jean-Claude AUDRY

Bernard AZEMA

Jean BANCONS

Jean-Paul BERAHA

Hervé BISCHOFF

Geneviève BIZAGUET

Daniel CHEVILLARD

Arnaud COEZ

Christine DAGAIN

Ronald DE BOCK

Jacques DEHAUSSY

Jean-Pierre DUPRET

Thierry GARNIER

Eric HANS

Bernard HUGON

Jérôme JILLIOT

Stéphane LAURENT

Jean MONIER †

Maryvonne NICOT-MASSIAS

Jean OLD

Georges PEIX

Xavier RENARD

Benoit ROY

Claude SANGUY

Philippe THIBAUT

Jean-François VESSON

Frédérique VIGNAULT

Alain VINET

Au titre de Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse :

Roberto CARLE

Léon DODELE

Philippe ESTOPPEY

André GRAFF

Bruno LUCARELLI

Carlos MARTINEZ OSORIO

Juan Martinez SAN JOSE

Christoph SCHWOB

Au titre de Présidents des Syndicats

Professionnels

d'audioprothésistes :

Francine BERTHET

Frédéric BESVEL

Luis GODINHO

Au titre de Membres du Bureau de l'Association Européenne des Audioprothésistes :

Corrado CANOVI

Marianne FRICKEL

Hubert KIRSCHNER

Leonardo MAGNELLI

Fred VAN SCHOONDER-

WALDT

Au titre de Membres du Comité Européen des Techniques Audiologiques :

Herbert BONSEL

Franco GANDOLFO

Heiner NORZ

Au titre de Directeurs de l'Enseignement de l'Audioprothèse :

Professeur Julien

BOURDINIÈRE

Professeur Lionel COLLET

Professeur Pascale

FRIANT-MICHEL

Professeur Alexandre GARCIA

Professeur Jean-Luc PUEL

Professeur Patrice

TRAN BA HUY

Au titre de Membres du Conseil d'Administration de la Société Française d'Audiologie :

Professeur Jean-Marie ARAN

Bernadette CARBONNIÈRE

Docteur Jean-Louis COLLETTE

Docteur Marie-José FRAYSSE

Professeur Eréa-Noël

GARABEDIAN

Docteur Bernard MEYER

Docteur Sophie TRONCHE

Au titre des Membres de la Fédération Nationale des Orthophonistes :

3 membres

Au titre des Membres du Syndicat National des Oto-Rhino- Laryngologistes :

3 membres

Au titre de Membres du Syndicat National des Phoniatres :

2 membres

GÉNÉRALITÉS

Les travaux soumis à la rédaction des Cahiers de l'Audition sont réputés être la propriété scientifique de leurs auteurs. Il incombe en particulier à ceux-ci de recueillir les autorisations nécessaires à la reproduction de documents protégés par un copyright.

Les textes proposés sont réputés avoir recueilli l'accord des co-auteurs éventuels et des organismes ou comités d'éthique dont ils ressortent. La rédaction n'est pas responsable des textes, dessins ou photos publiés qui engagent la seule responsabilité de leurs auteurs.

L'acceptation par la rédaction implique le transfert automatique des droits de reproduction à l'éditeur.

ESPRIT DE LA REVUE

De manière générale, Les Cahiers de l'Audition sont une revue d'informations scientifiques et techniques destinée à un public diversifié : audioprothésistes, audiologistes, orthophonistes ou logopèdes, médecins en contact avec les différents secteurs de l'audition (généralistes, neurologues, électro-physiologistes, ORL, etc...).

Ce public souhaite une information qui soit à la fois à jour sur le plan scientifique et technique, et didactique. Le but des auteurs des Cahiers de l'Audition doit être de lui rendre accessible cette information, même aux non-

spécialistes de tel ou tel sujet.

Bien que Les Cahiers de l'Audition n'exigent pas d'un article qu'il présente des données originales, l'article lui-même doit être original, c'est à dire ne pas avoir déjà été publié tel quel dans une autre publication sans l'accord explicite conjoint des auteurs et de la rédaction des Cahiers de l'Audition.

MANUSCRITS

Ils sont à fournir en deux exemplaires (1 original + 1 copie, complets à tous égards). La remise de manuscrits électroniques (disquettes 3 pouces 1/2, format Macintosh ou PC Word 5 ou Word 6) est vivement encouragée. Elle est destinée à l'imprimeur et ne dispense pas de l'envoi des 2 exemplaires « papier ». Ne pas faire soi-même de mise en page puisqu'elle sera faite par l'imprimeur.

Les schémas, dessins, graphiques doivent être ou des originaux ou des tirages bien contrastés, en trait noir sur papier blanc. Les tirages sur imprimante laser de qualité sont encouragés. Les diapositives de ces éléments ayant servi à une projection sont acceptées. L'encre bleue est prohibée pour des raisons techniques. Les photos doivent être de préférence des diapositives ou des tirages papier de grande qualité. Les illustrations doivent être référencées avec précision et leur emplacement souhaité dans le texte indiqué approximativement, ainsi que la taille souhaitée (noter que 1

colonne de revue = 5,5 cm de large).

En cas de demande expresse, les documents seront retournés aux auteurs après impression.

Les manuscrits, rédigés en français, devront comporter en 1^{ère} page le titre de l'article, les noms des auteurs, leurs titres, leurs adresses, une table des matières et un résumé en français et en anglais indiquant brièvement le but général de l'article, les méthodes mises en œuvre et les conclusions proposées.

Le plan de l'article sera découpé en sections. La bibliographie ne sera pas forcément limitée à celle citée dans le texte : en effet, les auteurs peuvent rajouter quelques ouvrages de base dont ils recommandent la lecture à ceux qui souhaiteraient compléter leur information. Toutefois, l'usage extensif de références à des publications difficiles d'accès pour les lecteurs, ou trop spécialisées, n'est pas recommandé.

CHRONOLOGIE

Lorsque les auteurs ont été sollicités par un responsable de la rédaction, ils en reçoivent une confirmation écrite qui leur indique une date limite souhaitée pour la rédaction de leur article. Le respect de cette date est essentiel car il conditionne la régularité de parution de la revue. Lorsqu'un auteur soumet spontanément un article à la revue, la chronolo-

gie est indiquée ci-dessous.

Les manuscrits une fois reçus seront soumis au comité de lecture qui pourra demander des modifications ou révisions avant publication. L'avis du comité de lecture sera transmis aux auteurs dans un délai ne dépassant pas 1 mois. La publication doit donc survenir au plus tard 2 mois après réception de l'article sauf cas de force majeure (qui pourrait rajouter un délai de 3 mois). Ces indications n'ont pas valeur de contrat et le fait de soumettre un article aux Cahiers de l'Audition sous-entend l'acceptation des conditions de publication.

Une fois l'article mis en page, l'imprimeur envoie les épreuves de celui-ci à l'auteur : ces épreuves doivent être renvoyées corrigées sous 3 jours. Les seules corrections admises portent sur ce qui n'a pas été respecté par rapport au manuscrit, ou sur la mauvaise qualité de la mise en page ou de la reproduction de figures.

L'auteur ou l'équipe d'auteurs recevra 20 exemplaires gratuits du numéro de la revue où l'article est paru.

LES MANUSCRITS SONT À ADRESSER À

Professeur Paul AVAN

Les Cahiers de l'Audition
Laboratoire de Biophysique
Faculté de médecine, BP38
63001 Clermont-Ferrand
cedex, France

Beltone marq

La discrétion intelligente



- Les plus petits contours existants
- Autonomie exceptionnelle en pile 10 (0,85 mA, 107 heures, plus d'une semaine !)
- Très large plage d'application



Marq17 : algorithme One ! la technologie cochléaire
Marq9 : algorithme LINQ l'intelligibilité optimisée



La profession d'audioprothésiste évolue et intègre dans ses rangs, tous les ans, plusieurs dizaines de nouveaux diplômés. Le mémoire est une des premières occasions pour un jeune audioprothésiste, en se concentrant sur une problématique d'actualité, d'appliquer son savoir théorique nourri des derniers concepts en matière d'audiologie à une difficulté que rencontreront presque certainement ses premiers patients. Le Collège joue un rôle d'incitation très positif en distinguant des lauréats à l'occasion du Congrès ; les Cahiers de l'Audition se réjouissent de pouvoir porter à l'attention du plus large public les travaux de ces lauréats.

Les quatre mémoires distingués cette année illustrent chacun à sa manière les préoccupations grandissantes des audioprothésistes de ne plus se contenter d'apporter du gain pour améliorer l'audibilité, mais aussi d'utiliser les fonctions de pointe des appareils actuels pour s'attaquer à des challenges tels que restaurer l'intelligibilité dans le bruit... ou au moins, pour expliquer à tel ou tel de leurs patients pourquoi, chez lui ou elle, ce challenge reste si difficile à relever : à l'impossible nul n'est tenu, mais les patients sauront gré à leur audioprothésiste de leur avoir fait comprendre et même anticiper les difficultés inévitables que leur appareillage ne saurait résoudre magiquement.

Arnaud Girault s'attaque à la question de l'entourage. Combien de membres de cet entourage regardent leur conjoint ou parent sourd avec une certaine incrédulité : comment, avec de si beaux appareils, peut-il continuer à faire répéter, dans une réunion de famille où même si on parle tous à la fois, le contenu des conversations devrait être si facile à décrypter ? Le fait-il exprès, ou ses appareils sont ils mal réglés ? Le logiciel que Mr Girault a conçu sous Matlab permet d'effectuer des simulations réalistes et personnalisées de l'effet d'une surdité ou d'un appareillage, au moins dans les situations les plus « linéaires ». Et voilà le conjoint entendant placé, lui aussi, dans la même bouillie sonore que son partenaire en cours d'appareillage... et mieux à même de l'aider par la suite.

Charlotte Balet s'intéresse à la perception catégorielle, qui permet au cerveau de placer une frontière nette entre deux phonèmes à partir de paramètres variant en continu, tout ce qui est d'un côté étant entendu comme, par exemple /ba/, tandis que tout ce qui est de l'autre sera /da/. Elle se livre à une analyse du rôle de la surdité et de son impact sur la sélectivité fréquentielle évaluée par psychophysique, mais aussi du rôle de la présence ou non d'un appareillage. Voici des résultats qui peuvent permettre de préparer le patient à rencontrer, ou non, certaines difficultés.

Pierre Fleuriot, dans la logique de la recherche actuelle menée au GRAEC, déjà présentée dans nos colonnes, présente à ses patients des stimuli artificiels traités pour n'en présenter que la structure fine, tandis que leur enveloppe est neutralisée. Ceci est effectué au sein de bruit continu ou présentant des vallées temporelles permettant un certain degré de démasquage. Il observe que malgré des audiogrammes tonals identiques, les patients diffèrent dans leur aptitude à comprendre à partir de la structure fine seule. Et cette différence est fortement prédictive de la capacité à écouter dans le bruit... d'où une possibilité simple, pour l'audioprothésiste, d'anticiper les difficultés à venir.

Enfin, Caroline Silotto effectue des tests de la capacité à localiser, chez des patients appareillés binauralement avec trois modèles récents de marques différentes. Ces appareils fonctionnent dans différents modes et proposent divers algorithmes de réduction de bruit. On sait que l'une des solutions les plus performantes pour aider un malentendant gêné dans le bruit à mieux comprendre est d'utiliser les performances binaurales de son système auditif, et l'aptitude à localiser une source sonore fournit une estimation de l'efficacité de ces performances. Le fait que l'auteure mette en évidence des performances différentes selon la marque d'appareil est intéressant car il souligne que certaines stratégies sont plus efficaces que d'autres, et que des progrès sont possibles.

On constate ainsi avec intérêt à quel point les générations montantes d'audioprothésistes sont de mieux en mieux armées pour évaluer objectivement les performances de leurs patients, et ainsi, pour mieux les informer et les suivre. Leur crédibilité s'en trouve renforcée et plaide fortement pour un appareillage même chez les patients autrefois réfractaires ou ne sachant pas cibler leurs exigences.

Paul Avan

Evolution :

la prise en charge prothétique

Comme vous allez le lire dans les articles qui suivent et en prendre conscience, quelques éléments de la nouvelle générations s'impliquent dans un travail de recherche et d'approfondissement des connaissances nécessaires à la pratique de l'audiologie.

La question de l'évolution de la prise en charge prothétique reste présente dans l'esprit de beaucoup de professionnels confirmés ayant derrière eux de nombreuses années de pratique.

En fait pour la plupart, l'observation qui est faite est que le matériel a beaucoup évolué mais que les tests ne permettent toujours pas d'orienter le choix avec beaucoup de précision en dehors de quelques caractéristiques bien spécifiques telles que le niveau de la perte, l'étendue fréquentielle de l'atteinte cochléaire ainsi que la participation d'éléments transmissionnels ou non.

Cette appréciation nuancée de l'évolution professionnelle conduit un nombre important de professionnels à avoir un petit moment d'interrogation voire d'inquiétude lors de la mise en marche de l'appareil. Comment le patient va-t-il réagir ? Quelles caractéristiques dans la configuration de la compensation et donc du choix de la prothèse et de son paramétrage pourraient apparaître comme pertinents et conduire à un résultat immédiatement vécu comme confortable et efficace ?

La multiplication des tests aurait-elle permis de nous mettre sur un sentier susceptible de nous faire traverser sans encombre ce terrain si souvent parsemé d'embûches ? Mais, avant de répondre à ces questions essayons de pousser un peu plus loin encore l'interrogation. Nous avons tous à notre actif des appareillages qui semblent bien fonctionner

et d'autres qui bien qu'ayant demandé plus de temps et nous ayant amené à consommer beaucoup d'énergie se montrent décevants.

Les uns étaient-ils a priori beaucoup plus faciles et les autres beaucoup plus délicats ? Parfois oui, mais bien souvent non. Les patients sont-ils la cause unique de ces difficultés ? Parfois oui, parfois non. Avions-nous à notre disposition une possibilité de prédire ce qui allait se passer ? Parfois oui, parfois non.

Avons-nous le sentiment qu'objectivement certaines aides auditives, à l'époque de l'appareillage, auraient permis des appareillages mieux faits, mieux acceptés ou bien que les résultats seraient restés à peu de chose près identiques ? Pourrions-nous systématiquement faire mieux aujourd'hui à ce qu'il était possible de faire il y a quelques années ? Ne voyons-nous plus des cas qui nous semblaient à peu près satisfaisants revenir moins de deux ans après l'appareillage et nous dire un peu contrits : « je ne porte plus beaucoup mes appareils depuis un moment, j'ai l'impression qu'ils ne m'apportent pas ce que j'en attendais, peut-être suis-je trop exigeant ? »

C'est une interrogation souvent peu teintée d'agressivité mais bien réelle et qui nous remet une fois encore devant cette incessante série de questions : mais qu'est qui ne va pas ? Qu'est-ce que j'aurais du faire ? Que dois-je faire ? S'agit-il d'un mauvais suivi ? Le patient a-t-il vécu une série d'échecs qui l'ont amené à douter dans un premier temps et à ne plus vouloir s'encombrer d'un objet qui semble lui apporter si peu de satisfaction puis, dans un deuxième temps, a-t-il perdu l'habitude de le porter ? Revient-il à cause de ses remords ? Attend-il de nous que nous remettions nos

réglages à plat ? Peut-on répondre à ces questions de manière positive pour le patient ? Au bout du compte une seule chose ne devrait-elle pas compter : sa satisfaction ?

Au bout de nombreuses années le doute persiste toujours et, peu de professionnels peuvent se vanter de ne pas rencontrer de difficultés lors de la délivrance et des premiers contrôles prothétiques. Pour autant ces difficultés et le manque de prédictibilité dans le résultat sur du court moyen terme doivent-ils conduire à nier toutes les tentatives de rationalisation du travail prothétique ?

Toutes ces questions seraient-elles le signe que nous n'avons pas de réponse et qu'au fond le résultat d'un appareillage dépendrait plus de la chance que de la rigueur du travail ? Essayons tout de même de donner quelques voies de réponses.

L'évolution du matériel. Une première observation à l'aveugle si on peut dire, et de manière très approximative, est que dans la plupart des cas lorsqu'on renouvelle une aide auditive la réaction du patient est généralement très positive. Cela peut évidemment provenir de différentes raisons. La première la prothèse est neuve c'est la plupart du temps une technologie plus récente mais, pas toujours. La seconde, le patient est habitué et a de meilleurs jugements. La troisième ce n'est pas tant sa nouvelle aide auditive qui est plus performante que son ancienne qui aurait perdu des qualités. Cette dernière solution nous rendrait bien service du seul fait qu'elle expliquerait, tout du moins partiellement, pourquoi certaines personnes les gens cessent de vivre avec leurs prothèses auditives au bout d'un certain temps. Quatrièmement s'agit-il un peu des deux c'est à dire ? Nous pourrions opter pour la première et la dernière option.

Toutes ces options contiennent sans doute une part de vérité. Nous avons tous pu vérifier que lorsque nous remplaçons une aide auditive perdue après 2 à 3 années de port, il n'était pas rare que la nouvelle (le modèle étant identique) soit jugée beaucoup plus performante que l'ancienne avec un réglage identique bien sûr.

Le patient nous guide mieux dans nos choix de paramétrage. Cela paraît aussi fort plausible car il connaît les points faibles et a peut-être un jugement plus rapide qui nous amène immédiatement sur les difficultés.

Observons que jusque là notre travail relève plus d'un opportunisme de circonstance que de la mise en pratique d'une véritable compétence sauf quand nous arrivons à modifier consciemment des réglages qui étaient à l'origine de difficultés spécifiques. Mais, dans ce cas on pourrait s'étonner que ce travail n'ait pas été réalisé plus tôt ! Ou alors il s'agirait bien d'une anomalie dans la procédure de suivi...

Les prothèses auditives évoluent-elles au-delà du concept de l'open fitting ? Parce qu'à écouter de nombreux discours sur l'appareillage aujourd'hui on a véritablement le sentiment que toute l'amélioration prothétique reposerait pratiquement uniquement sur ce concept.

Cette appréciation est embarrassante et pour ceux qui s'en tiennent à ce raisonnement fort heureusement pour nous cela signifie qu'ils n'ont pas bien compris que les systèmes ouverts n'existent que parce que les processeurs sont plus rapides et plus performants. Essayez de faire un appareillage de ce type avec une aide auditive qui a 6 ou 7 années d'ancienneté technologique (ce que nous avons tous essayé avec les IROS) et vous ne mettrez pas longtemps à en tirer les conclusions qui s'imposent. Remarquons toutefois

que, au-delà du conduit ouvert qui permet une adaptation souvent plus facile, au début tout au moins, ce qui en rend l'acceptation plus grande c'est aussi sa discrétion.

L'épreuve du miroir n'est-elle pas encore le préalable à l'éventuel sourire et à la petite phrase : « cela ne se voit pas trop je vais essayer »...

Nous n'avons en apparence -à la réserve de la vitesse du processeur près- pas encore beaucoup évolué (à ceci près que cette vitesse et la puissance de calcul sont en eux-mêmes le fondement de toute l'évolution envisageable de ces systèmes). Mais là encore il a fallu un autre progrès : celui de la consommation. Donc un de plus cela fait deux !

Le reproche sous-jacent c'est que parallèlement à cette évolution pratiquement jusqu'à aujourd'hui, chaque nouvelle idée ou observation à propos d'un processeur supposait que ce serait pour la prochaine génération. Donc encore un coût supplémentaire et un prix plus élevé pour le consommateur. Une autre possibilité serait qu'à puissance de calcul identique on trouve une ou des méthodes de calcul plus sophistiquées et moins consommatrices d'énergie d'où la possibilité de réduire la dimension des aides auditives du fait que la pile peut être réduite. C'est aussi ce qui est en train de se passer. Troisième pas de l'évolution. Un autre progrès très porteur d'avenir c'est la programmation mixte. L'objectif est alors d'écrire les algorithmes en deux parties. Une fixe, dans le « hard » et une partie dans le « soft ». Cette partie est dénommée micro-code et peut évoluer. Dans ce cas le DSP devient reconfigurable.

Ces technologies permettent de modifier et d'étendre les gammes sans se lancer dans la fabrication de nouveaux processeurs. C'est évidemment

très intéressant pour les professionnels et les fabricants qui vont pouvoir augmenter la précision des calcul et, par la même, le rendu perceptuel. Ainsi par exemple les systèmes multi-microphones beaucoup de précision pour se montrer efficaces et intéressants pour le porteur.

Pour ce qui concerne le vieillissement nous pouvons faire deux observations. La première est que lorsqu'on contrôle une aide auditive au caisson de mesure, si le porteur l'utilise normalement et l'entretien régulièrement, il y a en général peu de problème de distorsion ou autre anomalie. Mais lorsque nous contrôlons une aide auditive les moyens dont nous disposons sont malheureusement limités. Nous ne mesurons pas la cohérence c'est à dire la somme des distorsions qui nous montrerait sans doute que l'aide auditive n'est pas si performante qu'on ne l'imagine parfois. Par ailleurs, il faut savoir qu'en vieillissant les DSP font des erreurs de digitalisation qui sont jugés inacceptables pour les pour les systèmes de mesure. Le sont-ils totalement pour les prothèses auditives ? Par ailleurs, lorsqu'on s'appuie sur une excellente directivité du système voire sur un système adaptatif directionnel un simple encrassement des entrées peut entraîner de conséquences très sensibles dans la dégradation du rapport S/B et par la même avoir des conséquences sur la plaisir à porter des aides auditives dans les milieux bruyants du fait qu'elles sont devenues moins efficaces.

Maintenant, en ce qui concerne la prise en charge prothétique. Il y a là un véritable problème c'est la confusion perpétuelle entre entendre mieux et entendre au mieux. D'où cela vient-il ? D'un manque de culture commune de base, d'une

approche minimaliste du travail, d'un manque de compréhension, d'une absence de repères ? Toutes ces questions laissent un peu perplexe un observateur qui pendant des années a interrogé les étudiants sur les méthodes de travail qu'ils avaient acquises pendant leurs stages chez les professionnels. Chaque appareillage réussi semblait relever d'un mélange de cuisine savante où chacun mettait ses « trucs à lui tout seul » et, lorsque j'ai demandé à de nombreuses reprises à des étudiants de me décrire la procédure d'orientation et de paramétrage je posais des questions qui semblaient si étranges qu'elles en devenaient, à voir leur tête, complètement incompréhensibles.

On pourrait peut-être trouver là une partie des remarques faites plus haut auxquelles les réponses étaient : « parfois oui, parfois non ». En effet, ce manque de rigueur traduit à la fois une incompréhension profonde du traitement du signal dans les aides auditives et dans l'usage que font les fabricants quand ils choisissent les paramètres internes dont vont dépendre les possibilités de réglage de l'aide auditive.

Ce manque de crédit accordé à la méthode voire pour paraphraser Edgar Morin à la méthode de la méthode, c'est bien ennuyeux parce que cela remettra en cause jusqu'aux efforts louables réalisés par l'ensemble des représentants de la profession et du Collège pour essayer de normaliser la pratique professionnelle et s'éloigner du : « j'ai ma méthode à moi » sans essayer de comprendre comment en sortir pour qu'elle soit celles de tout le monde c'est à dire s'articule sans ambiguïté entre méthodes optimales et minimales et que lorsque cela ne marche pas c'est peut-être justement parce que c'est « ma méthode à moi »

François Degove

Starkey : la fondation

Créée par Bill Austin, la Starkey hearing foundation a pour but de venir en aide aux enfants sourds défavorisés en fournissant et en assurant la délivrance d'appareillages auditifs. Plus de 100000 adaptations ont été réalisées depuis l'année 2000 sur tous les continents.

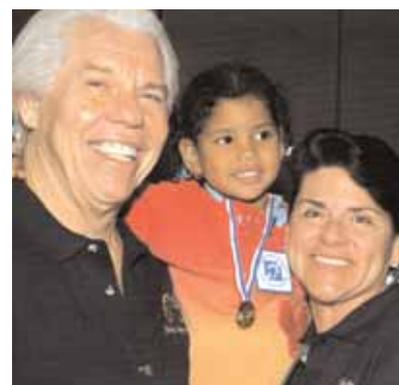
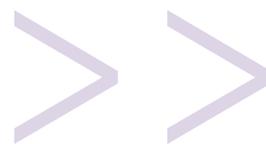
Le Gala organisé au mois de Juin à EDEN PRAIRIE a réunis plusieurs milliers de personnes.

Artistes et personnalités célèbres ont contribué à animer cette manifestation très américaine qui n'était pas sans rappeler l'atmosphère de Dallas.

Il a permis, grâce aux généreux sponsors, de récolter les dons nécessaires à la réalisation des objectifs de la fondation.

Quelques audioprothésistes français ont eu le privilège d'être invités par Starkey France pour participer à cet événement.

Avec Thierry Daudignon et son équipe ils ont pu visiter les installations du principal fabricant américain d'aides auditives et profiter de la ville pleine de charme de Minneapolis.



Tout pour l'Audioprothésiste

Aurora plus Open *Petit et Intelligent*



Caractéristiques Techniques

- Numérique programmable
- Embout ouvert
- Coude disponible
- 4 canaux de compression
- Réglages : GC - NL - NH - MPO - TK
- Fréquences de séparation
- Anti Larsen - réducteur de bruits
- Multi programmable avec BIP
- Bip de fin de pile
- Marche / Arrêt sur tiroir pile
- Pile 13

Performances

- Niveaux de sortie Max: **123** dB SPL
- Gain Max : **57** dB
- Niveau de bruit : **18** dB
- Consommation : **0,9** mA
- Autonomie : **220** Hrs

Vidéo-Otoscope & Ecran Plat *Un Outil d'exception*



Vidéo-Otoscope

- Vidéo-otoscope couleur.
- Diamètre de la tête 4mm.
- Système à déclenchement automatique de l'image.
- Lumière auto régulée. Objectif grand angle 70° 25mm.
- Caméra haute résolution : 470 lignes.
- Pédale au pied pour le gel de l'image.
- 2 dernières images en mémoire.
- Dim. : 310x310x90 mm.

Ecran plat couleur PC-Vidéo

- Dimensions : 17 ou 19 pouces
- 2 Entrées : PC-S-Vidéo.

NEWSON

21, rue Eugène Sue • 94700 Maisons-Alfort

Tél. 33 (0)1 43 76 12 00 • Fax. 33(0)1 43 76 79 39 • Web : www.newson.fr • E.mail : newson@wanadoo.fr

INTRODUCTION

ARNAUD COEZ

Nous avons tous été agréablement surpris par la lecture des mémoires de fin de trois années d'études des candidats aux prix du Collège National d'Audioprothèse.

La qualité de leur travail et l'énergie déployée pour mener à leur terme ces travaux nous ont fait estimer qu'il serait tout à fait pertinent que le fruit de leur travail puisse faire l'objet d'une communication orale lors du congrès annuel des audioprothésistes français.

Leur communication orale a été fort appréciée des auditeurs d'autant que leur exposé était très clair, preuve s'il en était, de la maîtrise de leurs sujets respectifs.

Ces lauréats ont eu la capacité au cours de leurs trois années d'études de découvrir le métier d'audioprothésiste et de se l'approprier. Mais, ils ont également été capables de dépasser le stade de l'apprentissage en se posant des questions sur leur futur métier et sur les limites de l'appareillage auditif rencontrées au cours de leurs stages.

De plus, ils ont tenté d'apporter des éléments de réponses à leur questionnement. Cette démarche intellectuelle est à souligner car elle a été acquise en un temps court. Trois ans pour apprendre un métier, bien en définir ses contours, se poser une question pertinente et y répondre dans un mémoire. Félicitations également aux maîtres de stage qui ont su faire naître cet engouement pour notre métier et qui ont su les diriger au cours de leurs études.

De plus, pour répondre à leur question, ils ne se sont pas cantonnés à l'étude d'un cas ou de cas isolés qui auraient pu abonder dans le sens de leurs hypothèses. Effectivement, la mise en évidence d'un effet clinique d'un traitement, d'un dispositif médical, d'un traitement spécifique du signal, ou d'un nouveau test auditif est permise par l'étude d'une population de patients. C'est ensuite l'analyse statistique, par un outil mathématique bien maîtrisé qui permet de déceler l'effet observé ou recherché.

Ces quatre candidats sont d'autant plus méritants, qu'à notre connaissance, les statistiques ne sont pas enseignées au cours des études d'audioprothèse. C'est sur leurs acquis de lycée ou sur leur initiative ou par des rencontres au cours de leurs stages qu'ils ont eu l'intuition que les statistiques permettraient de définir dans quelle mesure les résultats trouvés dans leurs expériences avaient du sens et pouvaient être significatifs. Parfois, certains, chanceux, trouvent une corrélation avec seulement sept patients, d'autres moins chanceux sont obligés d'incorporer des cohortes beaucoup plus étendues et de ne pas se perdre dans la manipulation des données. Quoi qu'il en soit, l'essentiel était de se poser une bonne question et de se donner les moyens de tenter d'y répondre. Espérons que les candidats de l'année prochaine sauront suivre cette même démarche intellectuelle et qu'ils nous offriront de futures communications orales d'aussi bonne facture.

Nous espérons que vous aurez du plaisir à (re)-découvrir les lauréats de cette année 2007 et à avoir le support écrit de la communication à laquelle vous avez assisté lors du dernier congrès des audioprothésistes français.

Arnaud COEZ

PERCEPTION CATÉGORIELLE DES SONS DE PAROLE CHEZ DES PERSONNES MALENTENDANTES ET APPAREILLAGE AUDITIF : EXEMPLE DES CONSONNES PLOSIVES ORALES VOISÉES

1

RÉSUMÉ

La perception est catégorielle si les stimuli ne sont discriminables que s'ils sont identifiés comme des phonèmes différents. Autrement dit, il y a perception catégorielle lorsque les différences entre les stimuli d'un continuum sont imperceptibles tant qu'ils ne sont pas séparés par une frontière catégorielle. La perception catégorielle élimine la variabilité acoustique non pertinente et permet l'accès au lexique.

Dans ce travail, nous avons utilisé le test de perception catégorielle de M. Eriksson. L'étude menée ici permet de tirer des conclusions vis à vis des consonnes plosives orales voisées /b/, /d/ et /g/ et de leur perception au travers des aides auditives ce que peu de travaux ont étudié jusque là, encore moins chez des sujets francophones. Ce mémoire montre que la surdité entraîne une absence de perception catégorielle et que l'appareillage auditif rétablit une perception catégorielle dans 50 % des cas et une identification correcte dans la majorité des cas.

2

INTRODUCTION

L'audiométrie vocale révèle quotidiennement à l'audioprothésiste les difficultés de reconnaissance des consonnes et des

voyelles chez les malentendants. La surdité engendre des confusions phonétiques que l'on retrouve d'une personne à l'autre. Elles portent le plus souvent sur le lieu d'articulation quand il s'agit de consonnes (Lefèvre, 2005). Chez les normo-entendants, la perception de ce lieu d'articulation se fait de façon catégorielle (Libermann et al., 1957), processus perceptif qui se définit par :

- une classification des sons de parole en catégories
- une très bonne discrimination des sons d'une catégorie à l'autre
- l'absence de différences perçues au sein d'une même catégorie.

La surdité engendre-t-elle une perturbation voire une absence de perception catégorielle (PC) ? L'appareillage auditif rétablit-il cette PC ? Autant de questions auxquelles nous avons tenté de répondre dans cette étude, à travers l'exemple des consonnes plosives orales voisées (/b/, /d/, et /g/).

3

MATÉRIEL ET MÉTHODE

1. Sujets testés :

L'ensemble de la population testée comprend 44 sujets francophones, 30 femmes et 14 hommes, divisés en trois classes :

- une population Témoin (T) de 7 sujets jeunes (âgés de 18 à 24 ans), normo-entendants, otologiquement sains,

Charlotte BALET
Audioprothésiste

Etudiante en Master
"Audiologie et
Troubles du Langage" -
Université de Montpellier 1

- une population test de personnes présentant une surdité bilatérale symétrique, divisée en deux groupes
 - un groupe Non Appareillé (NA) de 12 sujets, âgés de 56 à 86 ans (moyenne : 76 ans), n'ayant jamais porté d'appareils auditifs
 - un groupe Appareillé (A) de 25 sujets, âgés de 49 à 90 ans (moyenne : 76 ans), possédant un appareillage stéréophonique numérique depuis plus d'un an, avec un port quotidien supérieur à 8 heures, un gain prothétique vocal supérieur à 10 dB et une intelligibilité avec les appareils auditifs supérieure à 90 %.

2. Matériel utilisé :

Le matériel utilisé comprend :

- un audiomètre Madsen Orbiter permettant notamment de tester la sélectivité fréquentielle
- un audiomètre AC 33
- les logiciels Spectraplus 2.32.04 et Praat 4.3.35 pour l'analyse phonétique des signaux utilisés
- un sonomètre Bruel et Kjaer 2231 pour l'étalonnage des signaux particuliers.

3. Méthode :

En plus de l'audiométrie conventionnelle tonale et vocale, au casque et en champ libre, ont été réalisées des courbes psychoacoustiques d'accord et le test de PC de M. Anders Eriksson.

Les courbes psychoacoustiques d'accord sont un test tonal d'évaluation de la sélectivité fréquentielle du système auditif. « La résolution ou sélectivité fréquentielle est la propriété de l'oreille qui permet de distinguer plusieurs fréquences émises simultanément » (Gelis, 1993). Ce test est basé sur l'effet de masque : la distinction de deux sons de fréquences proches émis simultanément n'est possible que si l'un des sons ne masque pas l'autre. Cette sélectivité fréquentielle a été testée sur chaque oreille, aux fréquences 500, 1600 et 2500 Hz, fréquences choisies en fonction

des paramètres du test de PC. En effet, nous chercherons à voir si cette faculté psychoacoustique s'exerce lors de la PC.

Le test de PC utilisé dans ce mémoire a été mis au point par M. Eriksson.

Il est accessible sur le site :

<http://www.ling.gu.se/~anders/KatPer>.

L'expérience utilisée ici utilise des sons de parole synthétisés. Vingt syllabes numérotées de 1 à 20 d'une durée de 212 millisecondes (ms) ont été créées (Figure 1) : chacune d'elles est constituée dans les 68 premières ms des transitions des quatre premiers formants, ce qui correspond à la production d'une consonne, et dans les 144 ms suivantes, de quatre sons de fréquences stables, les formants de la voyelle /a/. Tous les paramètres sont fixes à l'exception de la transition du deuxième formant (T2) dont le point de départ en fréquence varie graduellement par pas de 100 Hz de 500 à 2500 Hz. Pour Delattre (1958), la transition T2 est un puissant indice de perception du lieu d'articulation. Les valeurs des différents paramètres sont adaptés à l'utilisation de ce test chez une population francophone.

Ce test s'organise en deux parties :

- une partie d'identification : un stimulus parmi les 20 est présenté et doit être identifié comme /ba/, /da/ ou /ga/. Chaque son est présenté deux fois soit un total de 40 sons.
- une partie de discrimination : les stimuli sont présentés par paire. Les deux sons de chaque paire ont deux crans d'écart : cela peut être le n°1 et le n°3 ou le n°13 et le n°15 par exemple. Le sujet testé doit dire s'il perçoit les deux sons comme « identiques » ou « différents ». Il y a 19 paires possibles, chaque paire est présentée deux fois soit 38 paires à discriminer.

Pour ces deux tests, l'ordre de présentation des stimuli est aléatoire et différent à chaque fois que l'on réalise le test. Les sons sont présentés à intensité confortable. Pour chaque sujet testé et dans chaque situation donnée (oreilles nues, oreilles appareillées pour le groupe A), nous avons répété le test de PC deux fois, afin de réduire le risque d'erreur.

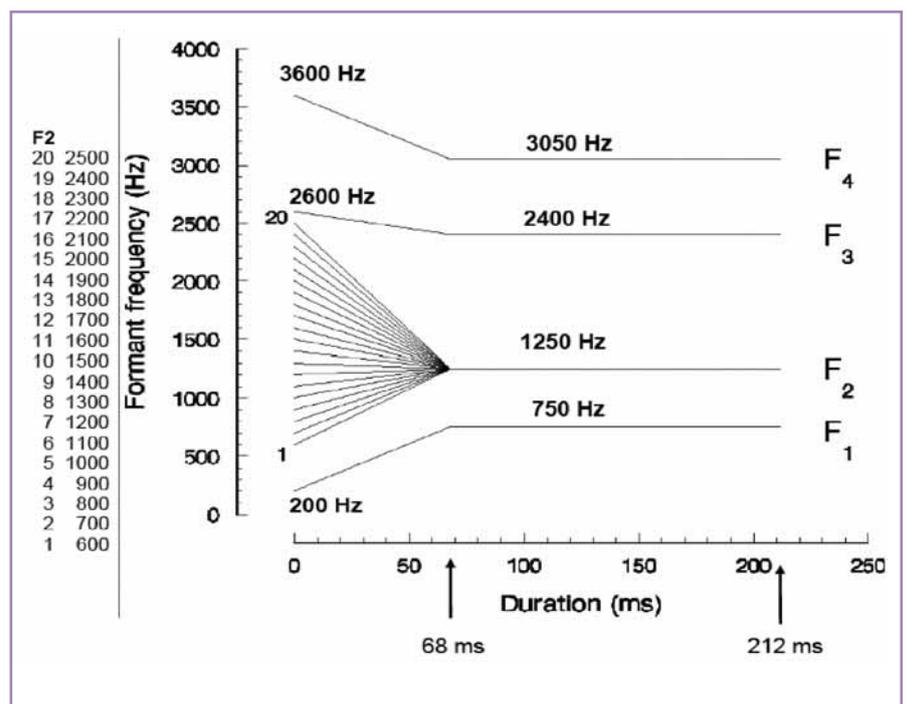


Figure 1 : Sonagramme stylisé des stimuli du test de PC (Eriksson, 2006)

Vingt syllabes numérotées de 1 à 20 d'une durée de 212 millisecondes (ms) ont été créées : chacune d'elles est constituée dans les 68 premières ms des transitions des quatre premiers formants, ce qui correspond à la production d'une consonne, et dans les 144 ms suivantes, de quatre sons de fréquences stables, les formants de la voyelle /a/.

4

RÉSULTATS

1. Résultats individuels :

Les données ont d'abord été analysées individuellement.

a) Sélectivité fréquentielle

A partir des courbes psychoacoustiques d'accord, on détermine le $Q_{10\text{ dB}}$. Pour cela, on trace une droite horizontale à 10 dB au-dessus de la pointe (Figure 2). Le $Q_{10\text{ dB}}$ est donné par la formule suivante :

$$Q_{10\text{dB}} = \frac{\text{Fréquence caractéristique}}{\text{Largeur de la bande à 10 dB au-dessus de la pointe}}$$

Pour un sujet normal, la largeur de la bande doit être inférieure à un tiers d'octave : un sujet normal se caractérise donc par un $Q_{10\text{ dB}} \geq 4.3$: la pointe est très fermée. Au contraire un sujet avec une mauvaise sélectivité fréquentielle aura une pointe ouverte et un $Q_{10\text{dB}} < 4.3$.

b) Perception Catégorielle

Pour chaque sujet, les réponses données au test de PC permettent de tracer deux graphiques (Figure 3). Pour déterminer s'il y a PC ou pas, il faut mettre en relation les résultats obtenus aux parties identification et discrimination du test de PC. La perception des syllabes /ba/, /da/, /ga/ est catégorielle si les trois conditions énoncées ci-dessous sont rassemblées (Miller et al., 1976) :

- la partie identification détermine un étiquetage homogène du continuum acoustique en trois catégories 'ba', 'da' et 'ga'. Autrement dit, la perception des stimuli définit trois régions : la première région correspond à une identification dans 100 % des cas du stimulus comme 'ba', la deuxième correspond à une identification dans 100 % des cas du stimulus comme 'da', la troisième correspond à une identification dans 100 % des cas du stimulus comme 'ga' ; deux régions sont séparées par une région frontière contenant les stimuli phonétiquement ambigus,

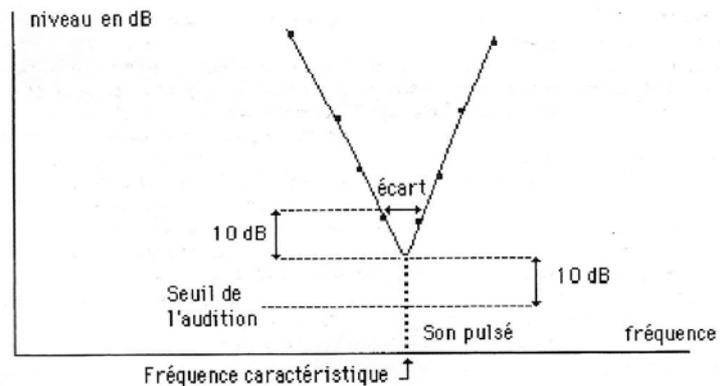


Figure 2 : Courbes psychoacoustiques d'accord (Gelis, 1993)

Cette schématisation d'une courbe psychoacoustique d'accord montre que la courbe a été tracée en utilisant 8 fréquences masquantes ; l'ordonnée de chaque point représente le niveau minimal masquant le son pulsé. Un V plus évasé serait représentatif d'une mauvaise sélectivité fréquentielle.

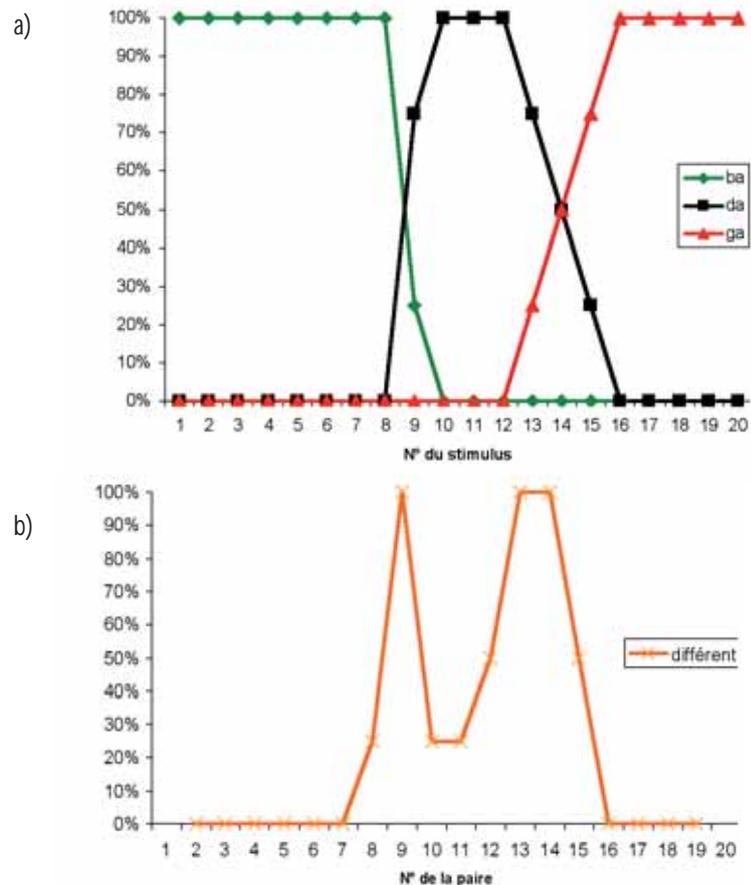


Figure 3 : réponses au test de PC : exemple du cas 1 groupe T

a) Protocole d'identification : pourcentage de réponses en fonction du numéro du stimulus. Le pourcentage d'identification est de 100 % lorsque le sujet identifie un stimulus comme appartenant à une catégorie toutes les fois où celui-ci lui a été présenté, et de 0 %, lorsqu'elle n'a jamais identifié le stimulus comme appartenant à une catégorie.

b) Protocole d'identification : pourcentage de réponses en fonction du numéro de la paire. Le pourcentage de discrimination est de 100 % lorsque deux sons ont été jugés différents chaque fois qu'ils ont été entendus ensemble, et de 0 % lorsqu'aucune différence n'a été repérée entre les deux stimuli proposés.

- il n'y a pas plus de 2 pics de discrimination,
- ces pics coïncident avec les zones frontières entre deux catégories définies par le protocole d'identification.

2. Population Témoin :

Chaque sujet de la population T a une bonne sélectivité fréquentielle et répond aux critères de la PC. La figure 4 rend compte du comportement global moyen de cette population :

- le continuum est divisé en trois classes : /ba/ du stimulus 1 à 8 (600-1300 Hz), /da/ de 9 à 14 (1400-1900 Hz) et /ga/ de 15 à 20 (2000-2500 Hz),
- on observe deux pics de discrimination et seulement deux,
- les pics de discrimination se situent au niveau des zones frontières. La frontière perceptive correspond au point sur le continuum recevant autant d'identification du stimulus comme appartenant à une catégorie ou à une autre. Ici, la frontière perceptive entre /ba/ et /da/ se situe entre les stimuli 8 et 9 (1300-1400 Hz),

entre /da/ et /ga/, elle se situe entre les stimuli 14 et 15 (1900-2000Hz).

Nous utiliserons ce résultat comme point de comparaison pour analyser les résultats obtenus par la population test.

3. Groupe Non Appareillé :

Au sein du groupe NA de la population test, seuls 2 sujets sur 12 (17 %) ont une PC correcte tandis que 5 personnes sur 12 (42 %) ont une bonne sélectivité fréquentielle aux fréquences testées.

4. Groupe Appareillé :

Parmi les sujets A, le test des courbes psychoacoustiques d'accord donne des résultats variables : 10 sujets sur 25 ont une bonne sélectivité fréquentielle sur l'ensemble des fréquences testées, 5 ont une mauvaise sélectivité à toutes les fréquences, les autres ont des comportements intermédiaires.

En ce qui concerne les réponses au test de PC obtenues oreilles nues, aucun des parti-

cipants n'a réalisé le test en faisant preuve d'une PC. Quand le test est réalisé oreilles appareillées, 21 individus (84 %), parmi les 25 de ce groupe, ont correctement répondu au protocole d'identification, en classifiant les syllabes en trois catégories distinctes mais seuls 11 d'entre eux (44 %) ont données des réponses à la partie discrimination qui permettent de conclure à une PC. 4 personnes ont des résultats éloignés de ceux obtenus chez la population Témoin.

5

DISCUSSION

La passation du test de PC chez des sujets normo-entendants a permis de confirmer que le continuum testé amenait des résultats catégoriels. Nous validons ainsi l'utilisation de ce test chez une population francophone. La passation de ce test à une population plus étendue donnerait plus de poids aux résultats de cette étude.

Au sein de la population malentendante, on observe une absence de PC chez 95 % des sujets qu'ils appartiennent au groupe NA comme A testés sans les appareils auditifs. La déficience auditive est l'élément commun à ces personnes, elle doit sûrement être à l'origine de cette absence de catégorisation. Plusieurs paramètres liés peuvent également expliquer cette observation : l'âge, le degré de surdité, la pente de la courbe tonale, la durée de privation auditive, ... sans que ce travail n'ait pu mettre en évidence le rôle prépondérant de l'un d'entre eux. L'hypothèse initiale de l'absence de PC chez les malentendants est confirmée mais il semble que la surdité n'explique pas à elle seule ce résultat. On relèvera aussi que l'appareillage n'induit pas de différences dans le comportement perceptif des sujets testés oreilles nues par rapport à ceux n'ayant jamais porté d'appareil. En ce qui concerne le groupe A de la population malentendante testé avec les deux appareils auditifs en fonctionnement, 84 % d'entre eux (21 sujets sur 25) classifient les stimuli de façon

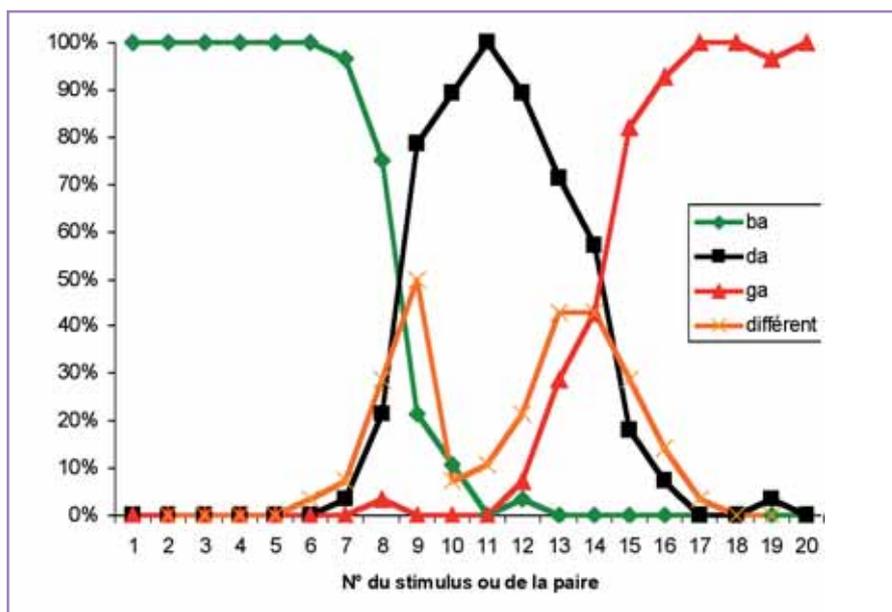


Figure 4 : Comportement global du groupe Témoin : Pourcentage de réponses en fonction du numéro du stimulus. Les résultats moyens de la fonction d'identification et de discrimination répondent aux trois conditions qui définissent la PC

cohérente en trois catégories mais seuls 44 % (11 sur 25) ont des réponses au protocole de discrimination qui permettent de conclure à une PC des sons de parole étudiés. Il est important de remarquer que 0 % de ces sujets, sans appareils auditifs, ont répondu de façon correcte aux parties identification et discrimination du test de PC. Autrement dit, l'appareillage auditif rétablit un « étiquetage » correct des sons de parole dans la majorité des cas et une perception catégorielle dans presque la moitié des cas.

Les appareils de correction auditive jouent un rôle certain vis à vis de la PC du lieu d'articulation des consonnes étudiées mais on peut également se demander pourquoi les malentendants appareillés n'ont pas un comportement homogène. Les variables pouvant intervenir ici sont :

- la qualité et les caractéristiques des stimuli utilisés : rappelons notamment qu'il s'agit ici de parole synthétisée,
- les capacités perceptives des personnes testées d'un point de vue psychoacoustique : une sélectivité fréquentielle correcte n'a pas été corrélée avec la présence ou non de PC. Qu'en est-il de l'influence de la discrimination fréquentielle (capacité de distinguer deux sons de fréquences proches présentés l'un après l'autre) ? ou encore de la résolution temporelle ?
- les capacités cognitives des personnes sont également à prendre en compte : la passation du test mettait en jeu les facultés attentionnelles, la mémoire et l'apprentissage des sujets,
- le traitement des sons par les aides auditives.

6

CONCLUSION

L'objet d'étude de ce travail était la perception catégorielle des consonnes plosives, orales, voisées /b/, /d/ et /g/, consonnes se distinguant par leur lieu d'articulation.

L'objectif était de rendre compte de l'influence de la surdité et du rôle de l'appareillage auditif vis à vis de cette stratégie de perception des sons de parole.

Au travers du mémoire, nous avons établi d'une part la réponse standard au test de PC utilisé avec des sujets jeunes normo-entendants francophones.

D'autre part, l'utilisation de ce test chez une population francophone avec une surdité moyenne bilatérale symétrique permet de conclure que :

- la surdité s'accompagne d'une absence de perception catégorielle du lieu d'articulation, ce qui peut expliquer les confusions phonétiques observées chez une population similaire par Monsieur Lefèvre (2005),
- l'appareillage joue un rôle certain dans l'identification des consonnes étudiées mais seule la moitié des sujets testés avec les appareils auditifs fait preuve d'une perception catégorielle de ces sons,
- la sélectivité fréquentielle n'est pas un facteur explicatif de la présence ou non d'une perception catégorielle correcte.

D'autres facteurs peuvent apporter des éléments de réponses. Beaucoup sont cependant indissociables et il est difficile quand l'objet d'étude est l'être humain de ne faire varier qu'un seul paramètre à la fois.

Cette étude demande donc à être approfondie ou complétée afin de mieux comprendre comment l'audioprothésiste joue un rôle vis à vis de ce processus de perception de la parole et comment il peut l'améliorer.

7

RÉFÉRENCES

- * Calliope (1989) La parole et son traitement automatique. Paris : Masson.
- * Eriksson A. (1999). <http://www.ling.gu.se/~anders/KatPer>.

* Gelis, C. (1993). Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive. Montpellier : Sauramps médical.

* Harnads, S. (1987). Category induction and representation. In *Categorical perception - The groundwork of cognition* (pp. 535-565). Stavan Harnads, Ed., Cambridge : Cambridge Press University.

* Landercy, A. & Renard R. (1977). *Eléments de phonétique*. Bruxelles : Didier, 124-130.

* Lefèvre, F. (2006). Confusions phonétiques induites par la surdité neurosensorielle périphérique. *Société Française d'Audio-logie News*, n°3, 2-3.

* Liberman, A.M., Harris, K.S, Hoffman, H.S. & Griffith, B.C. (1957). The discrimination of speech sounds within and across phoneme boundaries. *Journal of Experimental Psychology*, 54, 358-368.

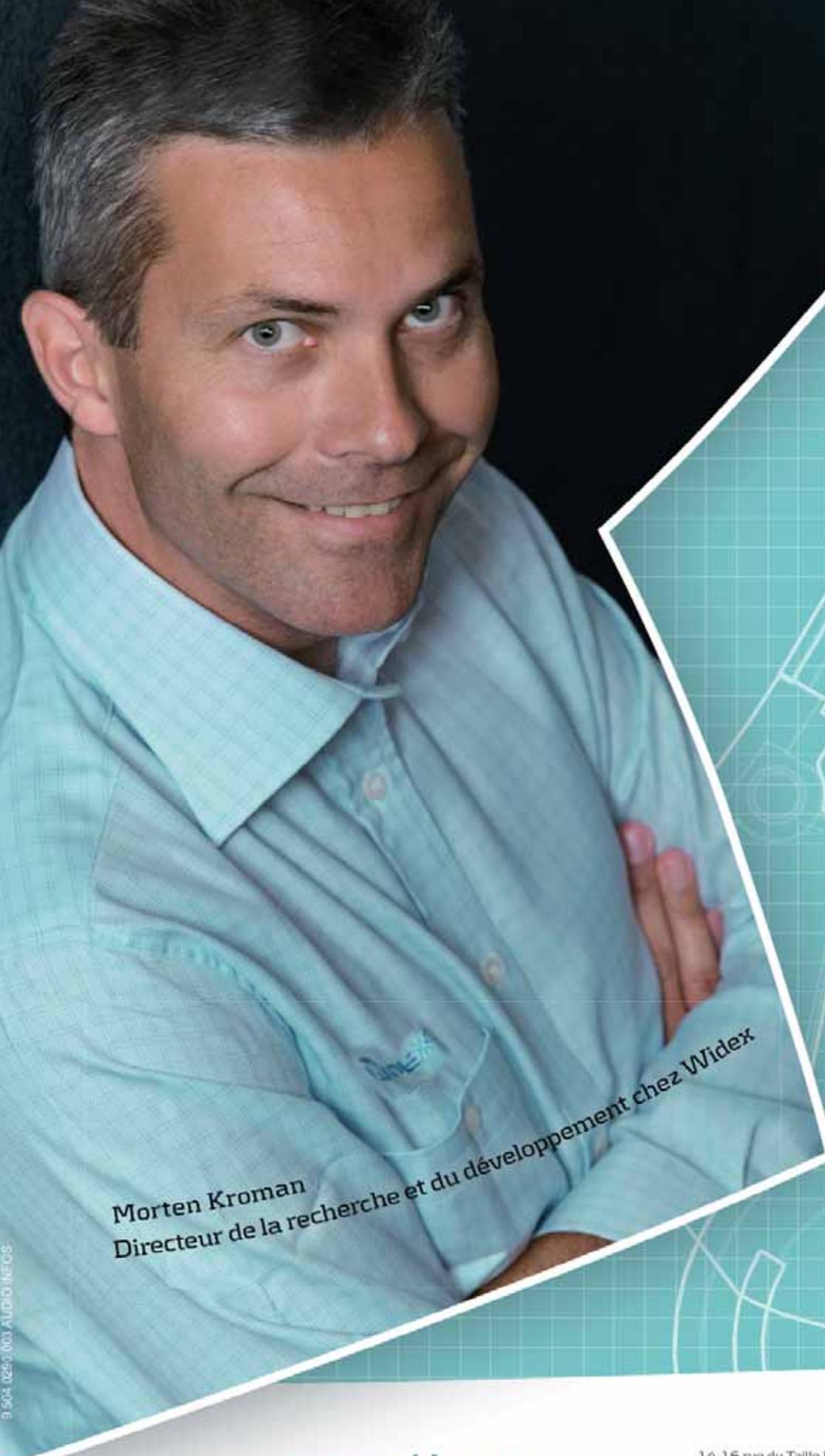
* Médina, V., Lundon, N., Busquet, D., Petroff, N. et Serniclaes, W. (2004). Perception catégorielle des sons de parole chez des enfants avec implant cochléaire. [Version électronique] Actes des XV^e journées d'étude sur la parole.

<http://www.lpl.univ-aix.fr/jep-taln04/proceed/actes/jep2004/Medina.pdf>

* Miller, J.D., Pastore, R.E., Weir, C.C., Kelly, W.J., Dooling, R.J. (1976). Discrimination and labelling of noise-buzz sequences with varying noise-lead time: An example of categorical perception. *JASA*, 60, 410-417.

* Serniclaes, W., Bogliotti, C. & Carré, R. (2003). Perception of consonant place of articulation: phonological categories meet natural boundaries. In M.J.Solé, D.Recaesens & J. Romero (Eds.). *Proc. 15th Int. Cong. Phonetic Sciences*, 391-394.

* Virole, B. (1999, 24 Mars). Phonétique acoustique appliquée en audioprothèse. <http://perso.orange.fr/virole/DA/DATABASE.htm>



Morten Kroman
Directeur de la recherche et du développement chez Widex

9 504 029 003 AUDIO INFOS

www.widex.com

Widex Acourex
14-16 rue du Taille Fer - Z.A. Les Pouards - 91160 CHAMPLAN
Tél: 01 69 74 17 40 / Fax: 01 69 74 17 41

Les maîtres du son

Le siège social de Widex au Danemark abrite des installations de recherche et de développement de carrure internationale comprenant plus de 100 experts en design électronique, design mécanique, audiologie et développement de logiciel, ayant tous pour but commun d'atteindre l'excellence sonore.

Travaillant au sein d'équipes pluridisciplinaires, les employés de Widex chargés de la recherche et du développement mettent en commun leurs expertises pour développer et redéfinir les limites de la technologie du son. Cette consécration à l'excellence sonore est à l'origine d'avancements sans précédent dans l'industrie de l'audioprothèse. La culmination de ces avancements est la nouvelle série d'aides auditives Inteo.

Widex Inteo utilise une stratégie de traitement entièrement nouvelle, le Traitement intégré du signal™, pensée et réalisée par les équipes pluridisciplinaires de Widex.

Telle une équipe soudée, chaque processus de cette stratégie de traitement unique du signal interagit et partage continûment les informations avec les autres processus. D'autre part, et chose unique, le résultat de chaque processus influence également les calculs des autres processus. Grâce à une réelle intégration, chaque processus participe à l'obtention de la meilleure performance possible.

Le résultat: Un son excellent

widex  Inteo™

WIDEX[®]
ACOUREX

« COMPRÉHENSION » SIMULATEUR DE PERTES AUDITIVES

1

INTRODUCTION

Face à l'évolution perpétuelle de l'audioprothèse tant au niveau des appareils que des techniques d'appareillage, les personnes sur le point d'être appareillées ainsi que de celles qui les accompagnent sont de plus en plus demandeurs d'informations, d'explications techniques au sujet des appareils mais également au niveau de leur audition. De nombreux simulateurs de surdité existent aujourd'hui sur le marché : eCaps® [1] développé par Oticon, celui disponible dans le logiciel de programmation Beltone Solus™ [2] ou encore l'outil Visible Speech développé par Madsen®. Ils permettent de simuler plusieurs types de pertes auditives à des degrés différents afin de faire prendre conscience aux proches, le ressenti auditif du malentendant au quotidien.

Certains de ces outils perfectionnés ne sont pas de réels simulateurs, puisqu'ils ne disposent que de fichiers sonores préenregistrés. Ces derniers correspondent à des ambiances sonores ou des situations conversationnelles quotidiennes filtrées par les différents types de surdités classiques.

Face à cette constatation, nous avons décidé de développer notre propre logiciel simulateur de surdité. Ce dernier devait remplir un cahier des charges bien précis :

- pouvoir réaliser une vraie simulation de perte auditive, c'est-à-dire construire un filtre numérique dont la courbe de réponse soit continue et ajustée à une perte auditive quelconque,
- la possibilité d'enregistrer des fichiers sonores et de les traiter,

- la visualisation du déficit auditif.

« Compréhension » est un simulateur de pertes auditives, conçu et réalisé dans le cadre du mémoire d'audioprothèse. Il a été développé à l'aide d'un logiciel mathématique MatLab® [2]. Ce dernier, de part sa vocation mathématique, a permis d'utiliser des procédures de filtrage perfectionnées et également de concevoir une interface graphique conviviale au logiciel.

La principale caractéristique de ce simulateur est sa capacité à réaliser un filtrage unique en fonction de chaque audiogramme. Nous avons la possibilité d'enregistrer un fichier sonore quelconque comme la voix d'un proche du malentendant, et de le filtrer à travers n'importe quelle perte auditive une fois le filtre numérique généré. « Compréhension » propose une simulation de la surdité en stéréophonie. Divers outils sont disponibles dans ce simulateur :

- deux modules de simulation de pertes auditives, « Médiaplayer » et « Médiaplus »,
- deux modules permettant la visualisation de spectrogrammes, « Spectrogramme » et « Spectroplus »,
- une simulation de correction auditive à travers un appareil auditif « Hearing Aid Simulateur ».

1

PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE « COMPRÉ- HENSION »

1.1. Système de filtrage

Lors de la mise en place de l'audiogramme, « Compréhension » va calculer une fonc-

Arnaud GIRAULT
Audioprothésiste

Centre de correction auditive

tion mathématique, plus exactement un polynôme de degré n qui va parfaitement épouser la courbe en réponse de l'audiogramme. Le logiciel utilise alors la fonction mathématique « Remez » disponible sur MatLab® qui détermine les coefficients d'un filtre numérique unique dont le module (courbe de réponse) suit l'évolution fréquentielle de ce polynôme et par conséquent celle de la perte auditive (Figure 1). Ce filtre unique peut atteindre des ordres très élevés (jusqu'à 7000) suivant l'importance de la perte auditive. Pour rappel, un filtre d'ordre 1 présente une atténuation de pente $\pm 6\text{dB/octave}$, de $\pm 12\text{dB/octave}$ pour l'ordre 2 [3].

Certains des simulateurs existants aujourd'hui proposent une division du spectre par bandes d'octave voire par bandes de tiers d'octave pour les plus performants. Les niveaux de chaque octave ou tiers d'octave correspondent à l'évolution de l'audiogramme du patient (voir Figure 2).

1.2. Enregistrement

De part son système de filtrage, « Compréhension » permet une grande souplesse dans son utilisation, et contient un vaste choix de fichiers sonores préenregistrés. Un microphone permet également d'enregistrer la voix ou des bruits ambiants sur une durée de dix secondes. Tous ces fichiers sonores peuvent être ainsi traités par la perte auditive une fois le filtre généré. De tous les simulateurs actuellement disponibles, seul le Visible Speech est capable d'enregistrer un fichier sonore et de le confronter à travers une perte auditive.

1.3. Visualisation de la surdité

Le dernier élément du cahier des charges, est la visualisation de l'effet du déficit auditif. Pour cela, le logiciel utilise les spec-

trogrammes. De cette manière, l'audioprothésiste peut expliquer et illustrer les éléments manquants en fréquence relatifs à une perte auditive. Ceci est possible grâce au système de filtrage utilisé. Celui-ci permet également d'éviter les distorsions créées par une batterie de filtres d'octave ou d'obtenir des fichiers sonores identiques alors que nous disposons de pertes nettement différentes.

2

ACCUEIL ET MISE EN PLACE DE L'AUDIOGRAMME

La figure 3 représente la page d'accueil du logiciel. Cette première interface permet de rentrer l'audiogramme et ainsi de calculer le ou les filtres nécessaires à une simulation. Il est à noter que tout au long de la navigation au travers de « Compréhension », des informations diverses et variées seront

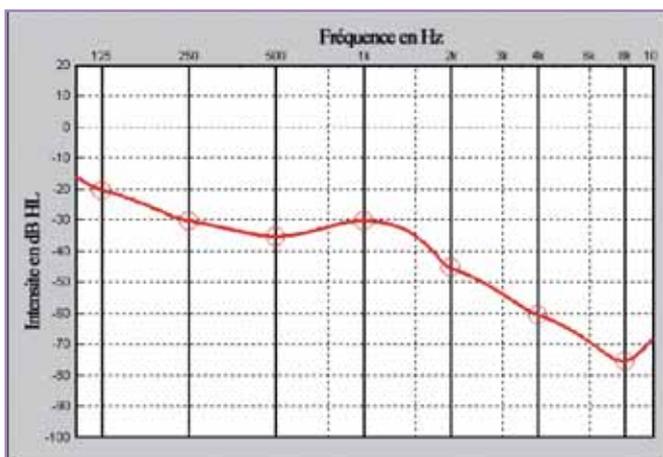


Figure 1 : Filtre découlant de « Compréhension »

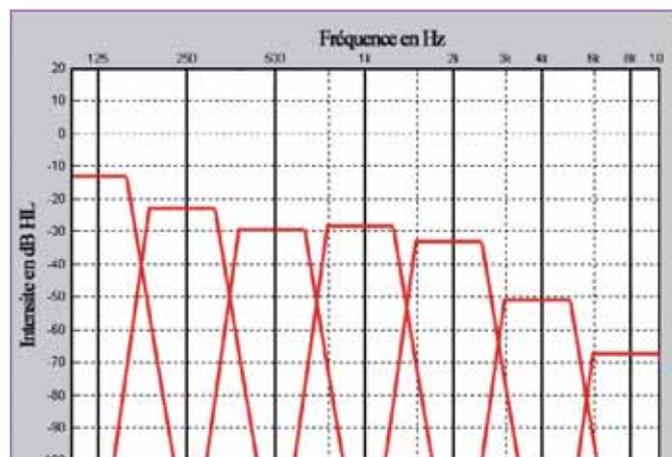


Figure 2 : Même perte auditive que pour la Figure 1 mais traitée par une batterie de filtres d'octaves.

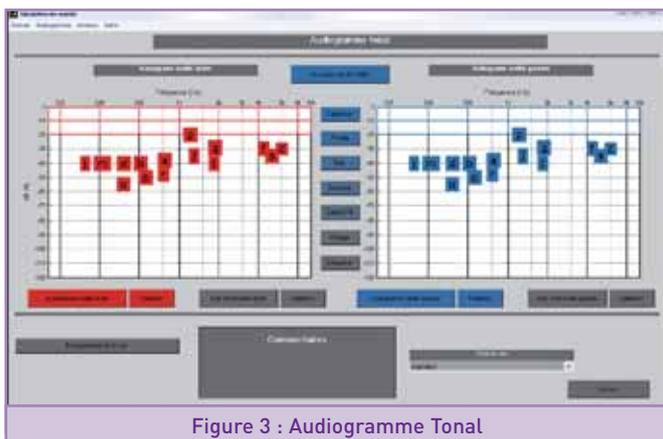


Figure 3 : Audiogramme Tonal



Figure 4 : Fenêtre d'accès aux pertes enregistrées

disponibles dans la fenêtre « commentaires ». Cette dernière est présente dans tous les modules. Elle avertit l'utilisateur lors de sa navigation et peut au besoin le guider en lui indiquant les choix qui s'offrent à lui. Lors d'une mauvaise manipulation ou lorsqu'une fonction n'a pas été validée, une fenêtre d'information apparaîtra et donnera la marche à suivre.

2.1. Le choix du côté

C'est la première étape. Un simple clic sur « Audiogramme Tonal Gauche » ou « Audiogramme Tonal Droit » donne accès à une mire permettant de rentrer la perte du patient du côté gauche ou respectivement du côté droit.

Il est à noter qu'il est possible de charger directement un audiogramme, qui aura été au préalable enregistré. Pour cela, il suffit de cliquer sur « Charger », une fenêtre de dialogue s'ouvre (Figure 4). Nous pouvons choisir le fichier de sauvegarde désiré.

2.2. Coordonnées de l'audiogramme

Avec la mire désormais disponible et à l'aide de la souris, nous cliquons sur le graphique pour entrer les différents points de la perte tonale de notre patient. Le logiciel intègre un recadrage automatique des coordonnées, permettant de centrer les points à l'intersection de l'axe des fréquences avec l'axe des pertes. C'est durant cette étape que le logiciel calcule le polynôme qui épousera la perte. C'est à l'aide de ce

dernier que la fonction « Remez » calculera alors le filtre. Il couvrira une zone fréquentielle allant de 1Hz à 11025 Hz. Il est à noter, de part la complexité du calcul, que le logiciel peut, pour certaines pertes (sévères à profondes), prendre plusieurs secondes pour réaliser ce calcul.

2.3. Quelques options...

Il est possible, une fois un audiogramme validé :

- de copier l'audiogramme droit à gauche et inversement,
- d'enregistrer ou de charger une surdité. Au besoin, il est possible de sauvegarder l'audiogramme sous forme d'un fichier .mat,
- d'enregistrer un fichier sonore. L'idée est de pouvoir enregistrer la voix du malentendant ou d'un proche, et de pouvoir écouter celle-ci à travers la perte étudiée. De cette manière, le ou les accompagnants se retrouvent à la place du déficient auditif, et peuvent appréhender dans une certaine mesure ce qu'entend leur conjoint, et ceci à travers une voix connue.

une image. Dès son ouverture, le module rappelle l'audiogramme de l'oreille droite et de l'oreille gauche, ainsi que deux menus déroulants (Figure 5).

3.1. Les fichiers sonores

Dans ce module les fichiers sonores sont repartis en deux groupes bien distincts, d'une part les sons de base permettant la simulation et d'autre part, ceux qui vont avoir pour but de bruyier certaines situations quotidiennes. Ces sons sont utilisés également dans les procédures « Spectrogramme », « Spectroplus », ou encore dans « Hearing Aid Simulateur » que nous décrirons plus loin. Ils sont tous au format .wav échantillonnés à 22050 Hz avec une résolution de 16 bits. Ils durent pour la grande majorité une dizaine de secondes.

a. Les fichiers sonores de bases sont regroupés selon 4 critères :

- acoustique : c'est le niveau d'intensité sonore du fichier qui est pris en compte,
- spectrale : c'est la variation de l'amplitude en fréquence qui est prise en compte,
- rationnel : le but est d'appréhender la déficience auditive au quotidien avec des sons tels que, l'aspirateur, le sèche-cheveux ...
- enregistrement de la voix.

b. Les fichiers sonores perturbants disponibles uniquement dans ce module. Ils ont pour but de rajouter des nuisances sonores à certaines situations vécues au quotidien

3 MÉDIAPLAYER

« Médiaplayer » est le principal module de simulation de pertes auditives de l'« Compréhension ». Il propose un choix variés de fichiers sonores associés chacun à



Figure 5 : Module Médiaplayer : les boutons de commandes



Figure 6 : Module Médiaplayer : exemples d'images disponibles.

et de diminuer ainsi le rapport signal/bruit.

3.2. Les images associées

Pour des raisons esthétiques et conviviales, à chacun de ces sons est associée une image, et ceci à travers tout le logiciel. Elles ont été développées à partir de celles disponibles sur le logiciel eCaps® (Figure 6). Afin de faciliter la compréhension, nous avons inséré l'intitulé du fichier sonore en bas de l'image.

Dans ce module, tout comme pour les fichiers sonores, les images sont réparties en deux groupes. Ainsi au niveau de l'interface, nous distinguons deux images :

- une première centrée et relativement grande illustrant le fichier sonore de base,
- une deuxième plus petite relative au son perturbant (Figure 6).

3.3. Les boutons de commandes

Ils sont au nombre de six : « Filtrage », « Play original », « Play surdité », « Play gain », « Stop », « Retour » :

- Filtrage : après avoir choisi le fichier sonore (associé ou non à un son perturbant), le logiciel va le filtrer avec le filtre précédemment calculé et correspondant à la perte auditive étudiée,
- Play original : ce bouton permet, comme l'indique son intitulé, d'écouter le son original. Suivant le choix réalisé, nous entendrons ou le son de base uniquement, ou

l'association du son de base superposé avec un son perturbant. La lecture des deux se fait de manière simultanée,

- Play surdité : de la même manière, nous pourrons écouter le fichier .wav de la surdité issu du filtrage.

4

MÉDIAPLUS

« Médiaplus » est une procédure dérivée directement de « Médiaplayer ». Elle reprend les grands principes, c'est-à-dire son système de filtrage, l'association de fichiers sonores et la présence d'images. Cependant, elle présente un caractère plus interactif. Dans ce module, nous allons choisir une situation quotidienne de base que nous pourrons modifier en rajoutant jusqu'à trois sons perturbants différents, l'association étant totalement libre.

4.1. Les fichiers sonores

Tout comme « Médiaplayer », « Médiaplus » offre également la possibilité de choisir plusieurs fichiers sonores. Cependant, ces derniers sont nettement moins nombreux puisqu'il n'y a que 5 situations de bases et 11 fichiers sonores perturbants.

Prenons l'exemple de la situation de l'épicerie :

Lorsque nous cliquons sur « Épicerie » au niveau du « Choix des sons perturbants », 3 nouvelles icônes grisées apparaissent. Par défaut, aucun son perturbant n'est sélectionné. De plus, l'image associée à l'épicerie est relativement épurée (Figure 7). À ce moment, nous avons donc la possibilité d'associer un ou plusieurs sons à notre situation de base : un bruit de réfrigérateur, de cocktail party, ou encore, une discussion. Dans le cas où nous avons cliqué sur « Réfrigérateur », l'icône associée devient colorée et un réfrigérateur apparaît sur l'image de base. Il est également possible d'y associer un bruit de cocktail party. Cette fois-ci, c'est l'icône cocktail party qui se colore, et un groupe de gens s'installe sur l'image. Les fichiers sonores seront alors, épicerie+réfrigérateur+cocktail party (Figure 8).

4.2. Le filtrage

Dans ce module le système de filtrage fonctionne de manière légèrement différente. En effet, même si le principe reste identique, ici le filtrage se fait de manière unique pour chaque situation. Ainsi dès que l'ambiance sonore a été choisie, nous pouvons lancer le filtrage. Les quatre fichiers sonores relatifs à la situation (son de base+trois sons perturbants) vont être filtrés à travers la perte de notre patient. De cette manière, nous disposons tout de suite de quatre nouveaux fichiers .wav, qui permettront la simulation.



Figure 7 : Médiaplus : écran d'accueil avec la situation de l'épicerie



Figure 8 : Médiaplus : Situation de base épicerie associée aux deux son perturbants « discussion » et « cocktail party »

4.3. La lecture des fichiers sonores

Nous profitons ici de l'une des nombreuses fonctions de Matlab® ce qui permet à « Compréhension » de lire simultanément les quatre fichiers sonores. Pour le reste « Médiaplus » dispose des mêmes fonctionnalités que « Médiaplayer ».

5

SPECTROGRAMME

« Spectrogramme », comme son nom l'indique, est un module proposant différents sonagrammes. Le but étant ici de visualiser les effets du déficit auditif. Ce module permet d'avoir un support visuel et donc d'illustrer nos propos. Le module utilise la fonction « Fast Fourier Transform » (F.F.T.) disponible avec Matlab® et qui est appliquée aux fichiers sonores, en vue d'obtenir un spectre au court terme. De là, « Compréhension » peut aisément proposer une représentation temps-fréquence correspondant au spectrogramme. Les fichiers .wav sont toujours échantillonnés à 22050 Hz et nos sonagrammes contiennent 512 points correspondant donc à une résolution fréquentielle de $f_0=43$ Hz (Figure 9).

5.1. Les fichiers sonores

Les sons proposés sont les mêmes que ceux disponibles dans « Médiaplayer »

c'est-à-dire 23 fichiers .wav constituant les ambiances dites de bases. Par contre, pour leur étude spectrale, leur durée a été ramenée à 2 secondes afin de réduire le temps de calcul.

5.2. Spectrogrammes

Par défaut, nous traitons le sonagramme de l'oreille droite. Le logiciel fonctionnant en stéréophonie, il était donc nécessaire de rentrer une voie par défaut. La fréquence d'échantillonnage étant fixée à 22050 Hz, la fréquence maximale est donc de 11025 Hz. Au niveau intensité, une échelle de couleur placée au milieu de la fenêtre permet de quantifier le niveau de pression acoustique du signal sonore. L'amplitude est limitée à 110 dB S.P.L.

5.3. Spectrogramme de la perte

Autour du spectrogramme de la perte nous constatons la présence de trois graphiques (Figure 9 et 10) :

- le premier, situé sous le sonagramme, correspond au plan dynamique, soit une représentation de l'amplitude du signal du fichier sonore en fonction du temps,
- le deuxième, disposé verticalement et à gauche du spectrogramme, est une représentation de la fréquence en fonction de l'intensité, c'est le plan du spectre,
- le troisième se trouve situé au dessus du spectrogramme. C'est une représentation

de l'intensité en fonction du temps à une fréquence donnée, c'est le plan mélodique.

Le module dispose de certaines fonctions comme le mode zoom ainsi qu'une mire permettant d'obtenir les coordonnées tridimensionnelles de n'importe quel point du graphique.

De cette manière l'audioprothèse peut, par comparaison, expliquer et montrer les éléments manquants. Dans le cas d'une perte dans les fréquences aiguës (Figure 10), la comparaison entre le fichier sonore normal et le fichier traité à travers la perte est relativement éloquent.

6

SPECTROPLUS

« Spectrogramme » par défaut utilise la voie de droite pour l'étude des fichiers sonores. Dans le cas de pertes asymétriques il est parfois intéressant de pouvoir visualiser le déficit des deux oreilles. C'est en cela que « Spectroplus » vient compléter « Spectrogramme ». Ce nouveau module propose en autres, les spectrogrammes de l'oreille droite, de l'oreille gauche ainsi que celui du gain tonal droit et du gain tonal gauche. Cependant, il perd certains avantages comme la fonction zoom ou encore la mire.

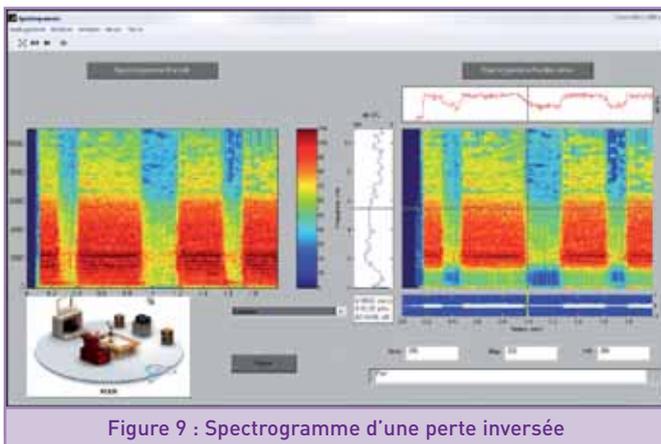


Figure 9 : Spectrogramme d'une perte inversée

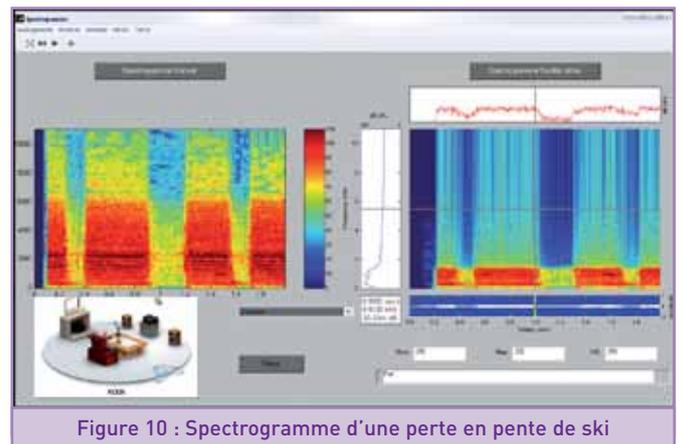


Figure 10 : Spectrogramme d'une perte en pente de ski

7

HEARIND AID
SIMULATEUR

7.1. Présentation

Ce module diffère complètement des quatre autres puisque le logiciel simule le gain que peut apporter un appareil de correction auditive. Ici ce n'est plus un filtre qui est calculé mais un filtre inverse qui aura pour conséquence l'amplification du fichier sonore. Bien naturellement, nous ne pourrions que donner un aperçu de cette amplification. En effet, nous ne pouvons d'une part, que simuler des méthodes de pré-réglages linéaires, et d'autre part, nous ne pouvons recréer les distorsions apportées par l'amplificateur (Figure 11 et 12).

7.2. Les méthodes de pré-réglage [5]

Elles sont au nombre de sept et sont toutes des méthodes dites linéaires : la Méthode Berger, la méthode Byrne & Tonisson, la Méthode de Libby, la Méthode NAL-RP, la Méthode P.O.G.O et P.O.G.O. II, et finalement la Méthode S.A.S.

De ces méthodes de pré-réglage une courbe de gain sera calculée en fonction de la perte. De la même manière qu'au niveau de l'écran d'accueil, et toujours grâce à la fonction « Remez », un nouveau filtre sera calculé. Cependant, cette fois-ci, nous n'au-

rons plus vraiment un filtre, mais l'inverse d'un filtre qui permettra l'amplification des fichiers sonores suivant certaines fréquences.

7.3. Le choix du fichier sonore

Les ambiances sonores sont les fichiers sons que nous retrouvons communément dans « Compréhension ». À l'aide du menu déroulant nous sélectionnons le son avec lequel nous voulons effectuer la simulation. Cependant, il est à noter que cette fois-ci aucune image n'est associée aux fichiers

8

RÉSULTATS

Afin de recueillir l'avis des utilisateurs de « Compréhension », nous avons lancé une étude. Elle était destinée aux accompagnants du malentendant, et non au déficient auditif. Les résultats étaient directement recueillis après utilisation du logiciel. Au cours du temps, et suivant les observations des patients et des accompagnants, le logiciel a évolué. Afin de ne pas être en décalage par rapport aux différentes évolutions de « Compréhension », nous avons dû développer deux questionnaires et avons recueilli en tout 29 résultats, soit 7 de la première version et 22 de la seconde.

8.1. La possibilité d'enregistrer la voix

Nous voulions recueillir l'avis des utilisateurs au niveau de l'enregistrement de la voix. Les résultats montrent que c'est le fichier sonore le plus apprécié, cependant il présente tout de même certaines contraintes : le fait de parler face un à microphone ainsi qu'une durée incompressible de 10 secondes (Figure 13).

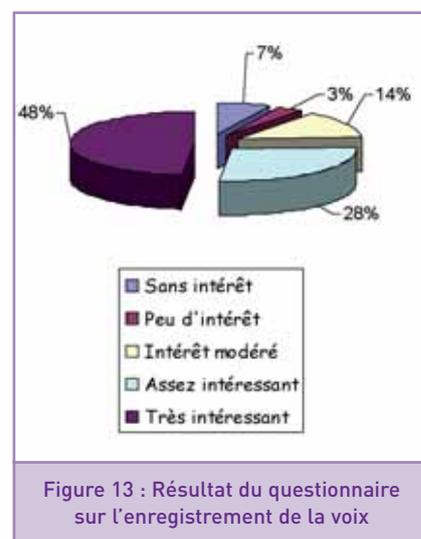


Figure 13 : Résultat du questionnaire sur l'enregistrement de la voix

8.2. L'impact de la simulation

Le but était ici de connaître l'impact de la simulation sur l'accompagnant suivant deux critères :

- le changement d'attitude vis-à-vis du déficit auditif,

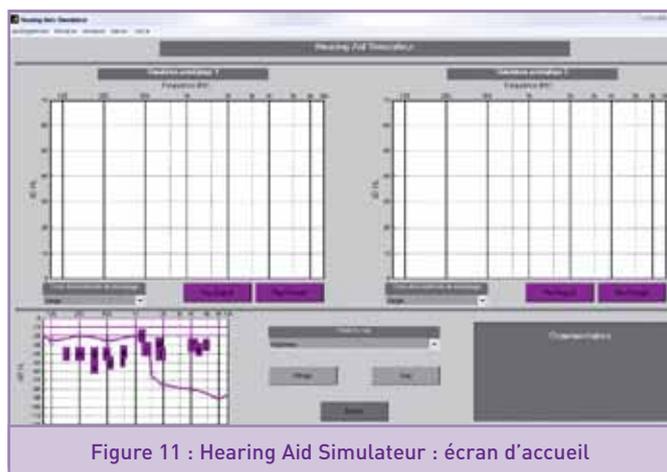


Figure 11 : Hearing Aid Simulateur : écran d'accueil

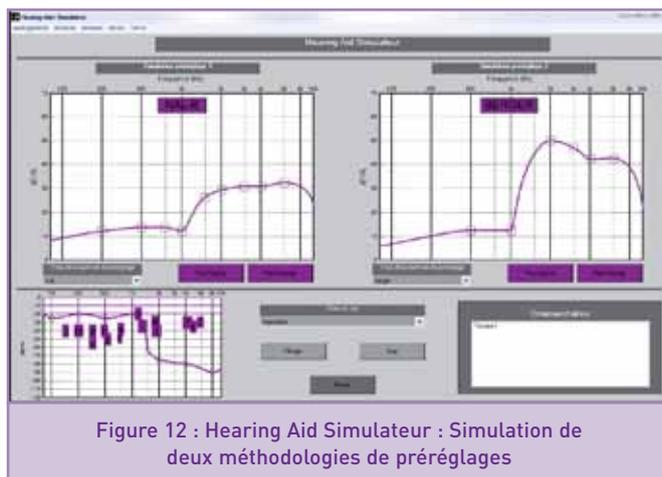


Figure 12 : Hearing Aid Simulateur : Simulation de deux méthodologies de pré-réglages

- le changement de point de vue vis-à-vis des difficultés de compréhension.

La répartition par âge pour le changement d'attitude vis-à-vis du déficit auditif ainsi que des difficultés de compréhensions (Figure 14 et 15) est peu significative, puisque nous avons une répartition relativement symétrique.

Cependant, ces deux questions une fois regroupées par lien de parenté nous donnent des résultats plus exploitables.

Les suffrages négatifs au sujet d'un changement d'attitude vis-à-vis du malentendant, et au sujet de la compréhension, sont tous issues des deux groupes parents/enfants et

époux/épouse. Comme nous le pensions, l'âge a peu à voir avec l'impact de la sensibilisation. Suite à cette étude, nous pouvons dire que le premier facteur de sensibilisation n'est pas comme nous le pensions l'âge des accompagnants, mais le lien qu'ils entretiennent avec le malentendant.

Le logiciel a été bien accueilli par les accompagnants des malentendants. De plus, il remplit sa fonction de sensibilisation puisque 60 à 70 % des gens ont changé d'avis au sujet de l'audition. Il serait maintenant intéressant de pouvoir comparer notre logiciel aux autres simulateurs disponibles sur le marché et de recueillir les suffrages (Figure 16 et 17).

9 CONCLUSION

Il est vrai que le marché de la prothèse est en pleine expansion au niveau de l'appareillage, des technologies... cependant, comme nous avons pu le constater, l'entourage du déficient auditif joue maintenant un rôle important. Dans cette philosophie, de nombreux fabricants de prothèses ont développé des aides à la vente visant justement ce panel de population : simulateurs de pertes auditives, logiciel de visualisation de gain,... Certains produits développés actuellement utilisent :

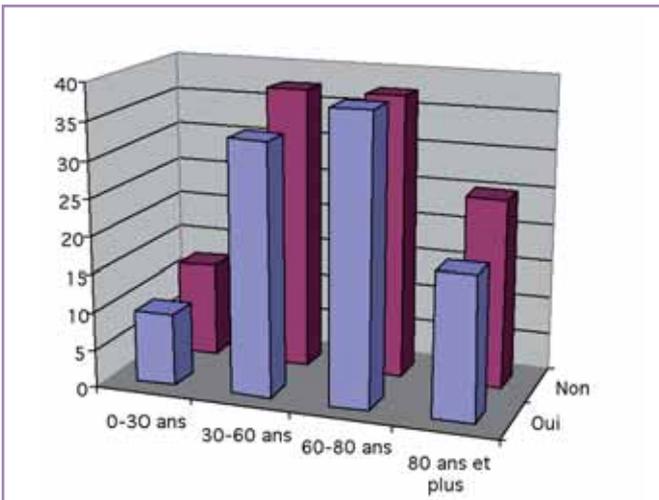


Figure 14 : Répartition en fonction de l'âge du changement au sujet de l'audition

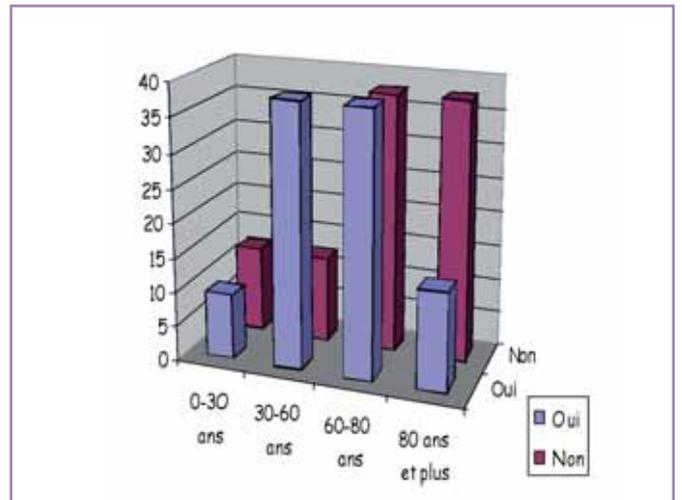


Figure 15 : Répartition en fonction de l'âge au sujet de la compréhension

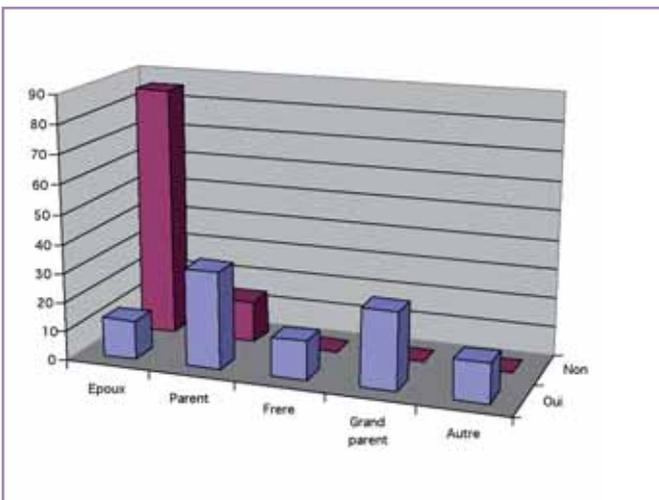


Figure 16 : Répartition en fonction des liens de parenté du changement au sujet de l'audition

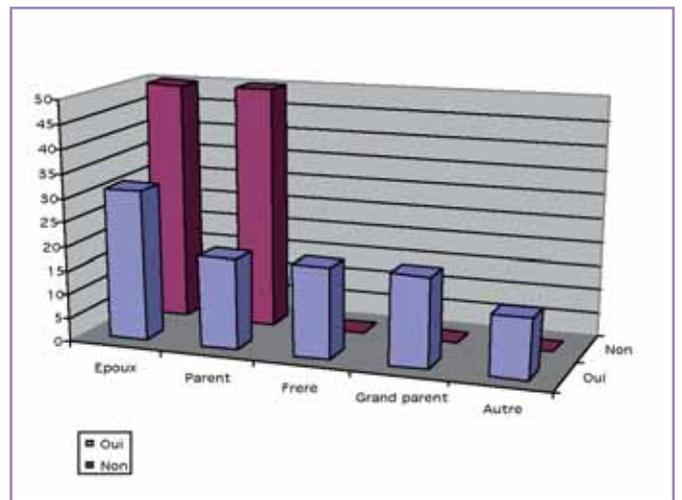


Figure 17 : Répartition en fonction des liens de parenté au sujet de la compréhension

- des fichiers sonores pré-filtrés simulant des pertes auditives classiques,
- un système de filtrage par bande d'octave ou de tiers d'octave.

Nous avons décidé de développer notre propre système afin de répondre à trois attentes :

- réaliser une réelle simulation en fonction de la perte,
- pouvoir enregistrer un fichier sonore,
- et finalement, visualiser les effets de la perte auditive.

Nous nous sommes lancés dans la programmation de « Compréhension ». En parallèle, une petite étude visant à recueillir l'opinion de personnes ayant utilisé notre logiciel a été lancée. Les résultats obtenus sont forts satisfaisants puisque la grande majorité des personnes sondées ont grandement apprécié notre logiciel. Cependant il aurait été intéressant de pouvoir compa-

rer « Compréhension » avec les autres logiciels du marché, et recueillir l'avis des utilisateurs.

Dans tous les cas, ce fut une expérience fort enrichissante sur de nombreux points de vues :

- au niveau acoustique et traitement du signal, sur le principe de filtrage, l'échantillonnage... Toutes ces notions sont utilisées de manière permanente dans les aides auditive actuelles,
- au niveau de la programmation.

Cependant de toute cette étude un point important ressort : certes l'âge du premier appareillage est en constante diminution, la place de l'accompagnant et de l'entourage devient omniprésente. Il ne nous suffit plus de convaincre le malentendant mais également ses accompagnants qui prennent désormais une place importante dans le processus d'appareillage.

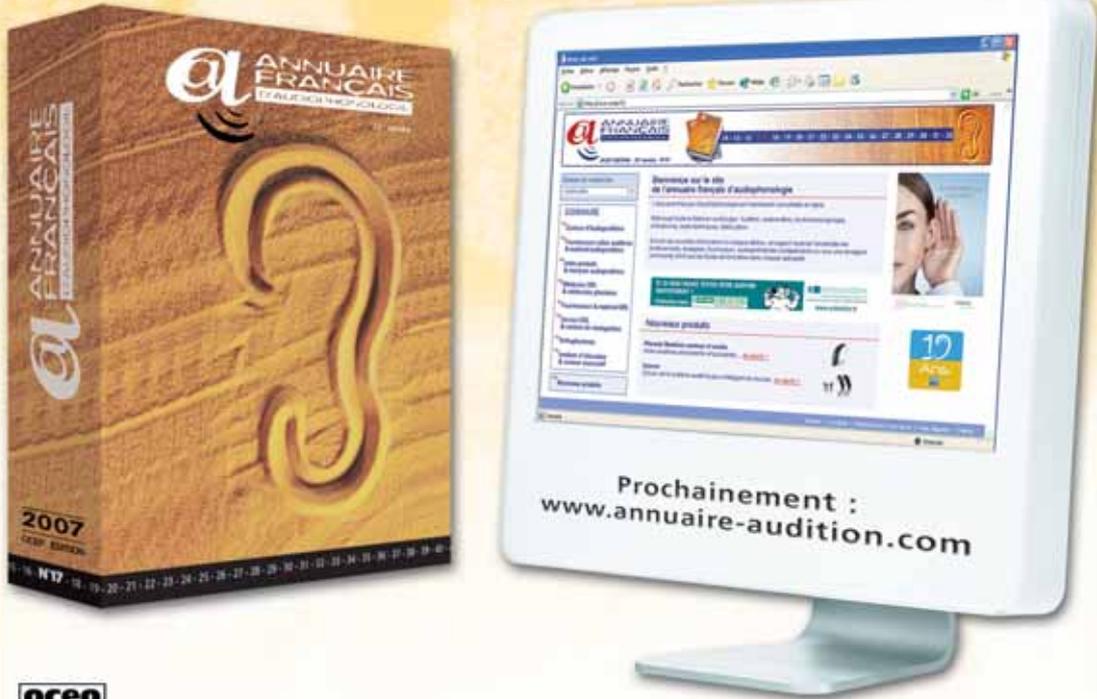
10

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Oticon eCaps, Version 1.4, Logiciel fabricant, Cd-rom Oticon Prodition, 2006
- [2] Beltone™ SOLUS, Version 2.0, Logiciel fabricant, Cd-rom d'installation du module de programmation d'aides auditives, 2006.
- [3] Matlab version 6.5, Logiciel Mathématique, Cd-rom Matworks, 2005
- [4] Joel DUCOURNEAU, Cours magistral, le principe de l'analyse Spectrale, cours 3ème année du D.E. d'audioprothèse 2006, Faculté de Pharmacie Nancy, année scolaire 2005/2006
- [5] Précis d'audioprothèse, Tome II, Les éditions du Collège National, 1999, page 81 à 95

L'annuaire Français d'Audiophonologie 32^e année - édition 2007
www.annuaire-audition.com

Nouvelle rubrique : Fournisseurs et instrumentation ORL



Prochainement : www.annuaire-audition.com

ocep
 OCEP édition - renseignements et publicité : 01 47 00 46 46

Bon à découper

A renvoyer à : OCEP édition, 11 rue Saint-Ambroise 75011 Paris

Nom / Adresse / Raison sociale : Ville : E-mail :

Code postal :
 ☐ Désire recevoir la 17^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)
 Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €

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

CDA

Directeur d'un Fonds de Pension
Amateur de Combats Extrêmes
Ex Petit Ami de Sienna
Utilisateur d'Audéo

Assistant Personnel de Communication Audéo

L'Assistant Personnel de Communication est une remarquable innovation pour séduire une nouvelle génération de clients – une parfaite symbiose entre technologie de pointe et design d'avant-garde. Élégant, discret et conçu en pensant tout spécialement à des clients plus jeunes, Audéo offre les performances qu'ils recherchent dans un style qu'ils salueront.

Votre business, amplifié.

www.phonak.com



PHONAK

AUDÉO
personal communication assistant

EFFETS D'UNE LÉSION COCHLÉAIRE SUR L'INTELLIGIBILITÉ DE LA PAROLE DANS LE BRUIT : RÔLE DES INFORMATIONS TEMPORELLES DE STRUCTURE FINE

1

RÉSUMÉ

Mots clés : lésion cochléaire, intelligibilité de la parole dans le bruit, démasquage, information temporelle de structure fine.

Des études antérieures ont montré qu'un sujet atteint d'une lésion cochléaire présente, d'une part un trouble dans le codage des informations temporelles de structure fine et d'autre part des difficultés à démasquer l'information de parole dans le bruit.

Le but de la présente étude va être de déterminer si un mauvais score de structure fine explique les difficultés que rencontre un sujet présentant une lésion cochléaire à démasquer de la parole dans le bruit, en d'autre terme existe-t-il une corrélation entre ces deux paramètres ?

Un groupe de 7 sujets malentendants jeunes a été formé (âge moyen 25,5 ans). Ces sujets présentent une perte auditive plate, moyenne (46 dBHL), de perception sur les fréquences audiométrique comprises entre 0,25 et 6 kHz.

L'étude consiste à mesurer les performances d'identification de 16 logatomes de type VCV, dans 3 conditions de test : Parole non dégradée en présence d'un bruit stationnaire, Parole non dégradée en présence d'un bruit fluctuant, Parole de structure fine.

Cette étude montre que chez les patients souffrant d'une lésion cochléaire moyenne, il existe une corrélation entre le score de parole de structure fine et le score de démasquage de la parole dans le bruit.

2

INTRODUCTION

Un patient ayant pris la décision de se faire appareiller a une attente bien précise : celle de mieux comprendre son interlocuteur que ce soit dans le silence mais surtout dans le bruit.

Ce mémoire étudie l'effet d'une lésion cochléaire sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit, et plus précisément l'effet d'une lésion cochléaire sur la capacité à utiliser les informations temporelles de structure fine (les fluctuations rapides du signal de parole comprises entre 0.5 et 5 kHz) pour identifier le signal dans le silence et dans le bruit. **Cette étude a pour objectif de comprendre pourquoi un sujet présentant une lésion cochléaire présente des difficultés à démasquer la parole dans le bruit.** Cette étude va nous permettre de mieux comprendre nos patients souffrant d'une telle gêne, d'adapter notre argumentaire et notre choix prothétique en fonction des conclusions de cette étude.

Ce mémoire se base sur deux études antérieures ayant montré qu'une lésion cochléaire affecte d'une part la capacité du malentendant à percevoir les informations temporelles de structure fine et d'autre part la capacité du malentendant à démasquer la parole dans un environnement bruyant. A travers cette étude, nous allons déterminer dans quelle mesure la dégradation de la capacité à utiliser l'information temporelle de structure fine peut expliquer

Pierre FLEURIOT

Directeurs de mémoire :
Stéphane GARNIER
Christian LORENZI

Mémoire réalisé
dans le cadre du GDR CNRS
2967 GRAEC

Groupement de Recherche en
Audiologie Expérimentale et
Clinique

les difficultés que rencontre un malentendant, souffrant d'une lésion cochléaire, à démasquer la parole dans des conditions d'écoute altérées tel que dans un milieu bruyant.

3

ETUDES PRÉCÉDENTES

3.1. Etude de C. Lorenzi, S. Garnier, E. Carn & M. Desauvais (PNAS, 2006)

Le but de cette étude est d'observer les effets réceptifs d'une lésion cochléaire et du vieillissement sur la capacité à identifier la parole sur la base des informations temporelles d'enveloppe d'une part et de structure fine d'autre part.

Trois groupes de sujets ont été formés : Le premier groupe correspond à 13 sujets normo-entendants jeunes (21 - 35 ans), le deuxième correspond à 7 sujets malentendants jeunes (18 - 37 ans) et le troisième groupe correspond à 7 sujets malentendants âgés (63 - 72 ans).

L'étude consiste à mesurer les performances d'identification de 16 logatomes de type VCV dans 2 conditions de traitement du signal de parole, « parole d'enveloppe » et « parole de structure fine ».

En condition de « parole d'enveloppe », on peut observer que les trois groupes de sujets présentent de bonnes performances d'identification qui sont similaires et proches de 90 %. En condition de « parole de structure fine », les résultats indiquent tout d'abord que les performances d'identification des sujets normo-entendants jeunes (87 %) sont nettement supérieures à celles des sujets malentendants jeunes et âgés (15 %). Les performances d'identification des sujets malentendants jeunes (18 %) sont proches des performances des sujets malentendants âgés (12 %).

CF graphique n°1

Pour conclure, cette étude nous montre qu'une lésion cochléaire altère la capacité d'identification de la parole dans le silence basée sur les informations temporelles de structure fine. Mais encore qu'une lésion cochléaire n'altère en aucun cas la capacité d'identification de la parole dans le silence basée sur les informations temporelles d'enveloppe. L'effet de l'âge ne semble pas affecter de manière notable la capacité d'identification de la parole dans le silence basée sur les informations temporelles d'enveloppe et de structure fine.

Ce trouble du codage des informations temporelles de structure fine observé chez les sujets présentant une lésion cochléaire pourrait être un

des phénomènes expliquant le déficit d'intelligibilité de cette même personne dans le bruit (dégradation du démasquage de la parole).

3.2. Etude de C. Lorenzi, M. Husson, X. Debrulle

(Int j. audiol, 2006)

Le but de cette expérimentation est d'estimer l'effet d'une lésion cochléaire sur le démasquage, en contrôlant l'audibilité des sujets sur l'ensemble du spectre des sons de parole.

Deux groupes de sujets ont été formés : le premier groupe correspond à 4 sujets normo-entendants (âge moyen, 58 ans) et le deuxième correspond à 4 sujets malentendants (âge moyen, 60 ans).

L'étude consiste à mesurer les performances d'identification de 16 logatomes de type VCV dans 2 conditions de test. La première condition est la condition dite de signal de parole en présence d'un bruit stationnaire, il faut trouver le rapport signal sur bruit (RSB) qui nous donne 50 % de réponse correcte. La deuxième condition est la condition dite de signal de parole en présence d'un bruit fluctuant. On conserve le même RSB que celui de la condition 1. Les sessions sont réalisées, dans un ordre aléatoire, pour différentes fréquences de fluctuation du bruit (2, 4, 8, 16, 32, 64 et 128Hz). La profondeur de modulation du bruit fluctuant est fixe et vaut 100 %.

On constate une réduction marquée du démasquage chez les sujets présentant une lésion cochléaire, et ça quelle que soit la fréquence de modulation du bruit.

Chez les sujets normo-entendants le maximum de démasquage est obtenu pour une fréquence de modulation de 8Hz. CF graphique n°2.

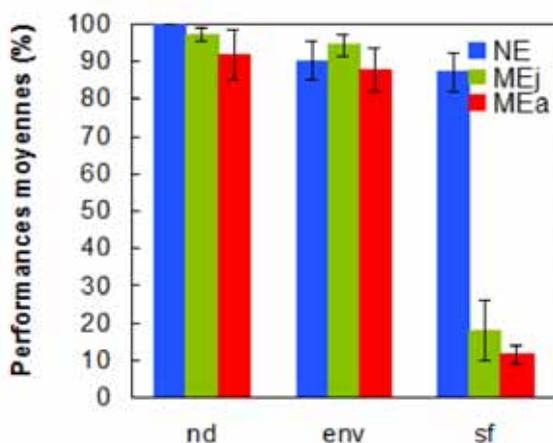


Figure 1: Performances d'identification correcte moyennes (en %) des sujets normo-entendants jeunes ou NE (en bleu), des patients malentendants jeunes ou MEJ (en vert) et des patients malentendants âgés ou MEa (en rouge) pour les 2 conditions de traitement "parole d'enveloppe" (env) et "parole de structure fine" (sf) et pour la tâche de "parole non dégradée" (nd).

Un patient atteint d'une lésion cochléaire présente des difficultés à démasquer de la parole dans un bruit fluctuant.

4

PROTOCOLE

4.1. Sujets

Les sujets (3 femmes et 4 hommes) ont été sélectionnés en fonction de critères d'inclusions et d'exclusions très précis qui sont :

- Les sujets sont jeunes, l'âge moyen des patients pour cette étude est de 25,4 ans. L'âge minimum est de 18 ans et l'âge maximum est de 38 ans.
- Tous les sujets présentent une perte bilatérale entre 250 Hz et 6000 Hz, on tolère entre le point audiométrique le plus haut et le point audiométrique le plus bas un écart inférieur ou égal à 30 dBHL ($\Delta = \max - \min \leq 30$ dBHL). L'audiométrie tonale au casque à droite, nous donne des seuils compris entre 35 dBHL et 60 dBHL. On tolère la présence d'un éventuel Rinne ≤ 15 dBHL.
- Les patients ont tous une surdité endocochléaire bilatérale, sans maladie de Ménière associée ou d'un autre syndrome.
- Les sujets sont tous de langue maternelle française.
- Les sujets ne présentent aucun trouble du langage oral ou écrit.

4.2. Matériel

Pour cette étude nous disposons d'un audiomètre AC 30 calibré spécialement avant l'étude à l'aide d'une oreille artificielle, d'un ordinateur (PC) contenant le logiciel MATLAB qui permet de fournir les stimuli ainsi qu'un casque Sennheiser HD 25-1. L'ordinateur est connecté à l'audiomètre sur lequel est relié le casque

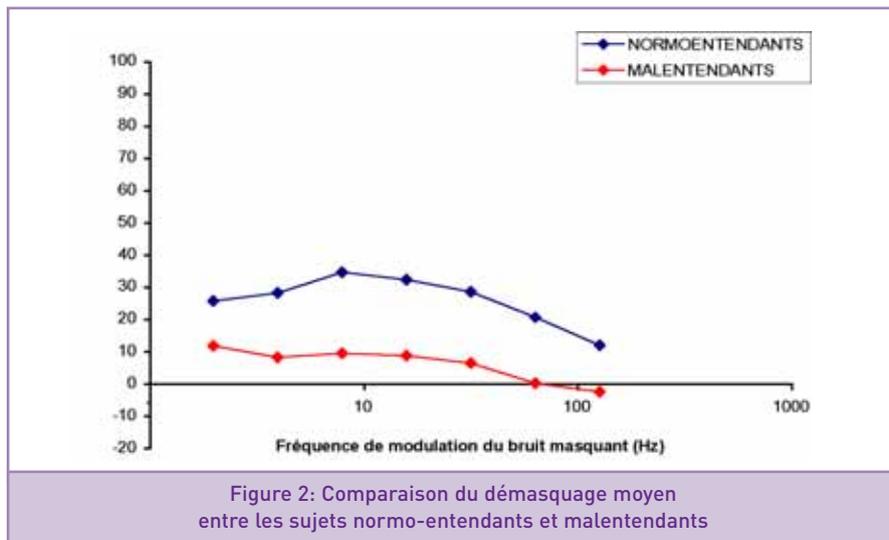


Figure 2: Comparaison du démasquage moyen entre les sujets normo-entendants et malentendants

4.3. Stimuli et conditions expérimentales

Création des stimuli

Les stimuli sont de type VCV c'est-à-dire Voyelle Consonne Voyelle, la voyelle utilisée pour tous les stimuli est le /a/ et les consonnes utilisées sont : /p/, /t/, /k/, /b/, /d/, /g/, /f/, /s/, /ch/, /v/, /z/, /j/, /m/, /n/, /r/, /l/.

Chaque stimulus représente un logatome, ou en d'autres termes un mot sans aucune signification. Une locutrice de langue française répète trois fois chaque VCV dans le silence ce qui constitue 48 logatomes (16 VCV x 3). La durée moyenne de chaque logatome est de 648 ms (écart type = 46 ms). Ces 48 logatomes sont préalablement enregistrés puis numérisés à l'aide d'un convertisseur analogique numérique de 16-bit dont la fréquence d'échantillonnage est de 44,1 kHz. Le signal numérisé passe ensuite à travers un premier filtre passe bas. (Type de filtre : Butterworth. Ordre du filtre : premier ordre. Fréquence de coupure : 5 kHz. Pente : - 6 dB / octave.)

Ces signaux sont ensuite codés sur 16 bandes de fréquence dont la fréquence centrale est comprise entre 80 et 8020 Hz (fréquences espacées logarithmiquement). Le filtrage fréquentiel est réalisé à l'aide de filtres Butterworth d'ordre 12 (atténuation : 72 dB/oct). Le signal final est obtenu

en additionnant les 16 bandes de fréquence et en égalisant en puissance RMS globale tous les stimuli.

Ces stimuli vont être traités différemment dans chacune des trois conditions expérimentales de ce mémoire.

Conditions expérimentales et traitement des stimuli

La première condition expérimentale est la **condition dite de parole non dégradée (VCV non dégradé) en présence d'un bruit stationnaire**. On recherche dans cette condition le RSB (Rapport Signal sur Bruit) qui nous donne entre 45 et 55 % de réponses correctes. CF graphique 3.

La deuxième condition expérimentale est la **condition dite de parole non dégradée (VCV non dégradé) en présence d'un bruit fluctuant**.

On sélectionne dans cette condition le RSB qui donnait dans la condition précédente entre 45 et 55 % de réponses correctes.

Un bruit fluctuant est un SSN modulé en amplitude. (Fréquence de modulation 8 Hz. (fm), Profondeur de modulation de 100 %. (pm)). Le choix de la fréquence de modulation et de la profondeur de modulation n'est pas fait au hasard ; elles favorisent au mieux le démasquage. CF graphique n°4

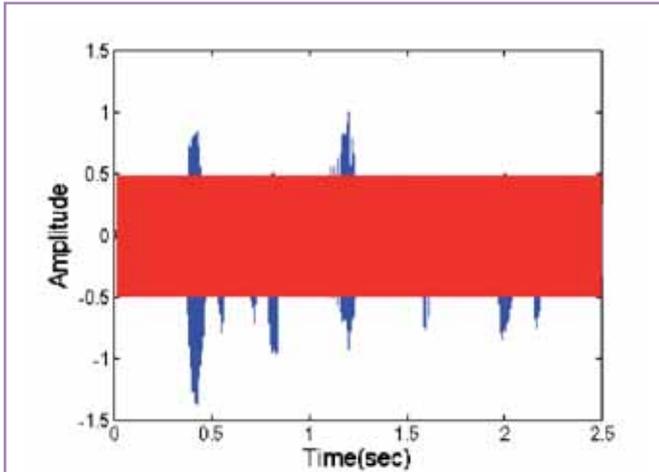


Figure 3 : représente un signal de parole (en bleu), ainsi qu'un bruit stationnaire (Speech Shaped Noise) non modulé en amplitude (en rouge)

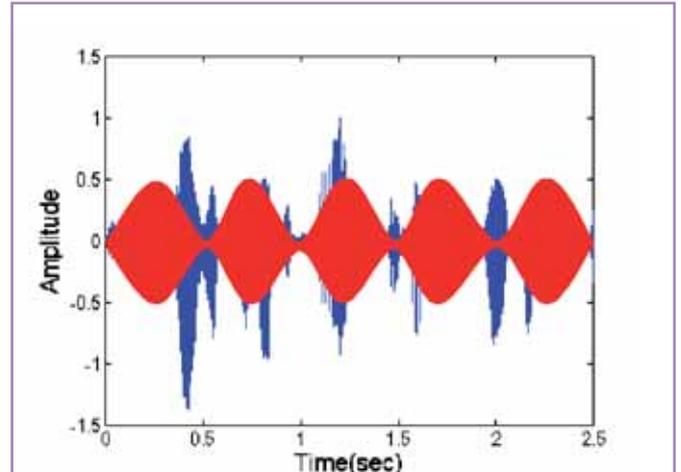


Figure 4 : représente un signal de parole (en bleu), ainsi qu'un bruit fluctuant (en rouge) dont les caractéristiques sont : $f_m = 8\text{Hz}$, $p_m = 100\%$

La troisième condition expérimentale est la **condition dite de parole dégradée (parole de structure fine) dans le silence**. CF graphique n°5.

Dans cette condition expérimentale, la parole est dégradée et l'on ne conserve que l'information de structure fine au sein des 16 bandes de fréquence utilisées pour coder les signaux VCV (l'information d'enveloppe temporelle n'est donc pas préservée). Pour séparer l'information d'enveloppe temporelle et l'information de structure fine, une transformée de Hilbert est appliquée au sein des 16 bandes de fréquences utilisées pour coder les signaux VCV, et seule est retenue la composante de structure fine. Les 16 signaux de structure fine sont ensuite pondérés par la puissance RMS calculée au préalable au sein de chaque bande, puis additionnés pour produire le stimulus final. L'enveloppe de ces signaux est donc plate. Ces signaux sont,

comme les signaux utilisés dans les autres conditions expérimentales, égalisés en puissance RMS globale.

4.4. Procédure expérimentale

Méthode

La procédure expérimentale est réalisée au sein d'une cabine insonorisée du laboratoire Entendre de Versailles. Chaque sujet est testé individuellement.

- Dans un premier temps, on réalise un audiogramme complet (CA, CO, vocale) sur chaque patient, ce qui nous permet de vérifier si les critères d'inclusion et d'exclusion de notre étude sont toujours vérifiés et de calculer le niveau auquel on va stimuler chaque sujet en fonction de sa perte moyenne.

Dans chaque condition expérimentale, les 48 stimuli sont envoyés monoralement sur l'oreille droite du sujet, au niveau de stimulation déterminé précédemment. Une session de 48 stimuli dure en moyenne 5 minutes. A chaque stimulus le sujet doit le reconnaître parmi les 16 icônes matérialisant les 16 stimuli possibles. Pour des raisons pratiques, le sujet est face à l'écran de l'ordinateur sur lequel les 16 stimuli sont représentés. Le patient répète tout en indiquant le logatome qu'il pense avoir perçu, le testeur le sélectionne sur l'écran de l'ordinateur, cette sélection déclenche l'arrivée d'un nouveau stimulus. Le sujet dispose d'un temps illimité pour répondre. Aucun feed back n'existe, le stimulus est émis une seule et unique fois. On commence par réaliser la condition 1. Il nous faut 4 sessions, ayant le même rapport signal sur bruit, qui nous donne 50 % de réponses correctes. Une fois le RSB déterminé on réalise la condition 2 puis la condition 3, on revient à la condition 2 puis la condition 3, jusqu'à obtenir 4 sessions dans chaque conditions de test.

Cette étude ne présente pas de critère d'arrêt pour la condition parole de structure fine, car il a été montré, dans l'étude Füllgrabe, Berthommier & Lorenzi (*Masking release for consonant features in temporally fluctuating background noise*, submitted to

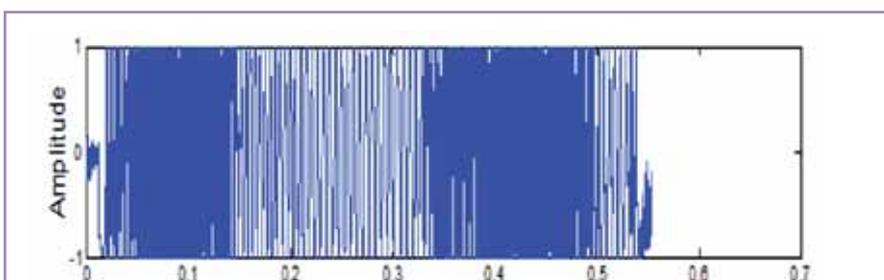


Figure 5 : parole de structure fine obtenue après une décomposition de Hilbert.

hearing research, 2005), qu'il n'existait pas de phase d'apprentissage lorsque l'on testait un malentendant jeune dans des conditions de structure fine unique.

Pour toutes les conditions, le seuil de hasard correspond à un pourcentage de 6,25 soit 1 réponse correcte sur 16.

5

RÉSULTATS

On observe conjointement deux caractères statistiques : score de parole de structure fine et score de démasquage, pour déterminer s'il existe une corrélation entre les deux. Les résultats sont présentés en terme de point de pourcentage sur un graphique dont l'abscisse décrit le score de parole de structure fine (SF) et dont l'ordonnée représente le score de démasquage (MR). Pour chaque condition de test, nous avons réalisé 4 sessions chez chaque patient. Le tableau qui suit représente les scores moyens des 7 sujets dans chacune des 3 conditions de tests.

Formules utilisées

• $SF_{i=1 \text{ à } n}$ (en %) = score de parole de structure fine dans le silence.

| Nom | Score en condition de bruit stationnaire | Score en condition de bruit fluctuant | Score de démasquage | Score de parole de structure fine |
|-------|--|---------------------------------------|---------------------|-----------------------------------|
| BARRA | 49,48 | 63,54 | 14,06 | 21,35 |
| BONA | 52,604 | 64,06 | 11,48 | 14,06 |
| FAMI | 56,64 | 81,25 | 24,61 | 32,3 |
| BRLO | 52,08 | 76,5625 | 24,48 | 33,85 |
| GATH | 55,21 | 69,27 | 14,06 | 25,52 |
| MUPA | 44,27 | 66,666 | 22,396 | 24,48 |
| MAEL | 50 | 60,4166 | 10,4166 | 7,2916 |

• $MR_{i=1 \text{ à } n}$ (en %) = Performance correcte en bruit fluctuant – performance correcte en bruit stationnaire.

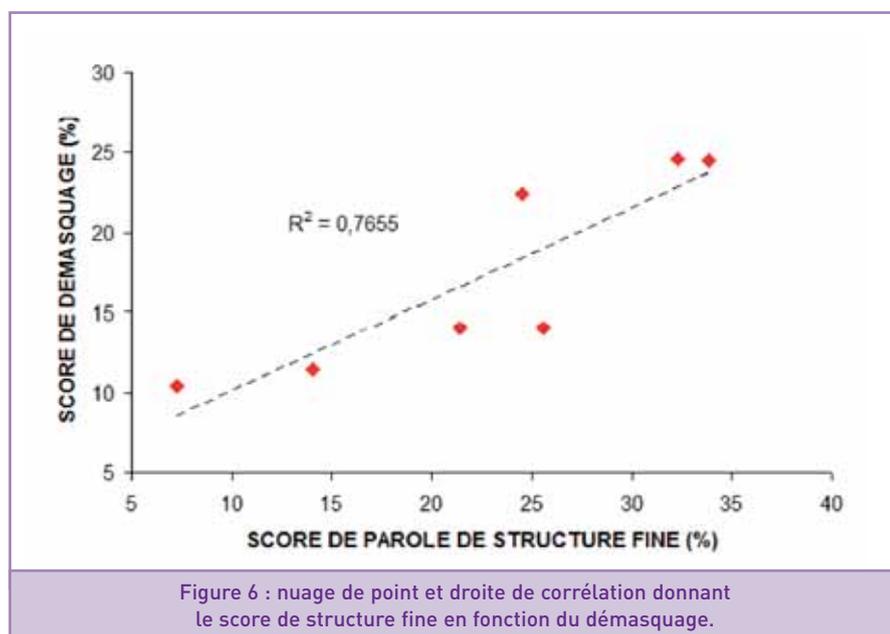
CF graphique 6.

Nous sommes face à un nuage de 7 points dont chaque point représente un sujet de l'étude. Un point est caractérisé par un score de parole de structure fine en abscisse et un score de démasquage en ordonnée. On observe une corrélation positive, c'est-à-dire un accroissement simultané des deux paramètres. Le score de structure fine et le score de démasquage évoluent dans le même sens.

On constate que le coefficient de détermination r^2 vaut 0,76 (le coefficient de corrélation vaut donc 0,87). Or si un coefficient

de détermination est compris entre 0,75 et 1, on considère que la corrélation est bonne c'est-à-dire que les variations dans les scores d'identification de parole sur la base de la structure fine explique une portion substantielle des variations dans les scores de démasquage de la parole dans le bruit. Dans le cas présent, on observe que le score de parole de structure fine explique 76 % du score de démasquage.

Nous démontrons dans cette étude que les deux difficultés observées chez le malentendant (difficulté dans la perception de la parole de structure fine et difficulté dans le démasquage) sont liées l'une à l'autre.



6

DISCUSSION

D'après cette étude on constate qu'à audiogramme égal, on a une variabilité des scores de parole en structure fine. De plus, cette étude démontre que les scores de parole en structure fine sont corrélés fortement aux scores de démasquage. Ce point est extrêmement intéressant sur le plan des applications audiolinguistiques : en effet, en fonction du score de parole en structure fine de chaque patient, nous semblons en mesure de prédire ses capacités à percevoir de la parole en milieu bruyant. Cette variabilité des scores de parole en

structure fine est un très bon facteur de pronostic par rapport aux difficultés que va rencontrer le malentendant en milieu bruyant.

Le sujet malentendant se plaint régulièrement d'avoir des difficultés à comprendre la parole dans un environnement bruyant. Face à cette gêne que rencontre le malentendant, l'audioprothésiste dispose d'un certain nombre d'outils qui ont pour but d'améliorer la compréhension de la parole dans le bruit. Rappelons brièvement quels sont ces outils dont dispose l'audioprothésiste :

- Si le patient est appareillé monoralement et que son oreille non appareillée peut bénéficier d'un appareillage, le rôle de l'audioprothésiste sera de le guider vers un appareillage stéréophonique. La stéréophonie permet une meilleure localisation spatiale, procure un meilleur confort dans la vie quotidienne, mais surtout améliore, en milieu bruyant, le rapport signal sur bruit de 3dB.
- Il peut réaliser un stéréo équilibrage de qualité.
- Il peut créer un deuxième programme dont le microphone est directionnel.
- Il peut actionner des réducteurs de bruit, qui ont pour rôle de nettoyer le signal c'est-à-dire d'améliorer le rapport signal sur bruit.
- Il doit expliquer à son patient que dans un milieu bruyant il faut être concentré, attentif et surtout être face à son interlocuteur de manière à bénéficier de la lecture labiale.
- Pour finir l'audioprothésiste peut tester le score de parole en structure fine de son patient pour tenter d'expliquer ses difficultés à démasquer de la parole dans le bruit.

Nous rappelons que nous venons de démontrer à travers cette étude une corrélation entre le score de parole en structure fine et le score de démasquage. Donc en fonction du score de parole de structure fine de son patient l'audioprothésiste peut prédire s'il est capable ou pas de démasquer de la parole dans le bruit. Si le patient présente un bon score de parole en struc-

ture fine, il doit être capable de tirer profit de l'écoute dans les vallées du bruit, en d'autre terme il doit être capable de démasquer la parole du bruit. Si le patient présente un mauvais score de parole en structure fine c'est qu'il n'est pas capable de démasquer de la parole dans le bruit. L'audioprothésiste explique à son patient que du fait du fonctionnement pathologique de son oreille il ne peut plus tirer profit de certaines informations qui lui permettaient auparavant de percevoir de la parole dans un milieu bruyant en d'autre terme son système auditif ne réalise plus le tri entre l'information de parole et le bruit environnant. Grâce à l'appareil l'audioprothésiste va pouvoir mettre en place un deuxième programme plus directionnel avec des réducteurs de bruit actifs ce qui permettra au patient de bénéficier d'une meilleure intelligibilité (l'appareil auditif va réaliser le tri entre l'information de parole et le bruit environnant à la place du système auditif pathologique).

L'audioprothésiste insistera sur l'importance dans un environnement bruyant d'être face à son interlocuteur de manière à se rattacher à de l'information visuelle (lecture labiale).

Les appareils auditifs actuels disposent de systèmes de traitements performants, traitement fréquentiel et traitement d'intensité, mais ils ne présentent aucun système de traitement temporel. Les très bon scores obtenus au test de la TMTF par tout mal entendant présentant une lésion cochléaire nous à longterm fait croire que ces mal entendants ne souffraient d'aucun trouble temporel. Or dans l'information temporelle nous avons l'information temporelle d'enveloppe (que mesure la TMTF) et l'information temporelle de structure fine (information fortement altérée chez les personnes présentant une lésion cochléaire). Nous pourrions imaginer un futur appareil auditif disposant, en plus de ses systèmes de traitements fréquentiel et d'intensité, d'un système de traitement permettrait de fournir au mal entendant de l'information temporelle de structure fine et donc lui améliorer sa capacité à démasquer la parole dans le bruit.

7

BIBLIOGRAPHIE

* Bacon S.P., Opie J.M., Montoya D.Y. The effects of hearing loss and noise masking on the masking release for speech in temporally complex backgrounds. *Journal of speech and hearing research*, 1998, N°41, 549-563.

* Buss E., J.W. Hall III J.W., & Grose J. H. Temporal fine-structure cues to speech and pure tone modulation in observers with sensorineural hearing loss. *Ear & Hearing*, 2004, 242-250.

* Carn H., Desauay M. Intelligibilité de la parole sur la base d'indices d'enveloppe ou de structure fine. Effets d'une lésion cochléaire et de l'âge. Mémoire de master de recherche pour Héloïse Carn. Mémoire pour l'obtention du D.E. d'audioprothèse pour Mélodie Desauay. (2005)

* Festen J.M. & Plomp R. Effects of fluctuating noise and interfering speech on the speech-reception threshold for impaired and normal hearing. *Journal of the acoustical society of America*, 1990, N°88, 1725-1736.

* Füllgrabe C., Berthommier F. & Lorenzi C. Masking release for consonant features in temporally fluctuating background noise. Submitted to *hearing research*, 2005.

* Gilbert G. & Lorenzi C. The ability of listeners to use recovered envelope cues from speech fine structure. Submitted to the *Journal of the Acoustical Society of America*, December 2005.

* Gustafsson H. A. & Arlinger S. D. Masquing of speech by amplitude-modulated noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 95, 1994, N°1, 518-529.

* Husson M. Identification de la parole en présence de bruit stationnaire et fluctuant. Etude du démasquage. Mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat d'Audioprothèse, faculté de Nancy année 2005.

ÉTUDE APPROFONDIE DE LA DIRECTIVITÉ D'UNE AIDE AUDITIVE ET SON IMPACT SUR LA LOCALISATION SPATIALE

RÉSUMÉ

Le but de cette étude est d'analyser la capacité à localiser une source sonore par des sujets appareillés en stéréophonie, avec trois contours d'oreille de dernière génération et de marque différente.

Chaque aide auditive est testée en mode omnidirectionnel, directionnel et adaptatif ; dans le silence et dans le bruit.

Les effets du réducteur de bruit sur la localisation spatiale, en mode adaptatif en milieu bruyant seront aussi brièvement étudiés.

Les tests sont effectués dans une cabine insonorisée équipée de 4 hauts-parleurs permettant d'émettre un signal sonore dans 8 directions et à intensité égale en utilisant le logiciel sphère.

Le son à localiser est un bruit médium, et un bruit de cocktail party est utilisé pour les tests en milieu bruyant.

Avant de commencer le test il faut préparer les 3 paires d'appareils auditifs tests avec un gain égal à celui des aides auditives du patient et s'assurer du bon équilibre auditif entre l'oreille droite et gauche.

Le signal est ensuite présenté dans 8 directions dans un ordre aléatoire et le sujet doit donner une réponse précise de l'azimut perçu parmi les 8 possibilités.

Le test est effectué pour chaque appareil (Appareil auditif A, Appareil auditif B, Appareil auditif C) en mode omnidirectionnel, directionnel et adaptatif, dans le silence et dans le bruit puis en enclenchant le

réducteur de bruit (seulement en mode adaptatif et dans le bruit).

Sur les 10 sujets testés nous devons donc obtenir 1680 mesures à analyser.

Les résultats sont collectés dans un tableau, faisant correspondre pour chaque patient, le numéro du haut-parleur émetteur du son avec le numéro du haut-parleur perçu.

Cette différence azimutale de perception est ensuite évaluée en valeur absolue de degré, de 0 à 180°, par pas de 45°.

Nous calculons les moyennes d'erreurs selon les critères à étudier.

Les comparaisons de moyennes sont confrontées par un test de student qui permet d'affecter à chaque conclusion un intervalle de confiance.

Les résultats obtenus nous donnerons les éléments suivants :

Dans le silence la meilleure moyenne sur l'ensemble des appareils est obtenue avec le microphone directionnel.

Par aide auditive nous obtenons également une meilleure localisation spatiale pour les tests effectués avec un microphone directionnel pour les appareils auditifs A et C sauf pour l'appareil B qui avec son mode microphonique omnidirectionnel améliore la localisation en comparaison avec tous les autres microphones testés.

Dans le bruit sur l'ensemble des appareils auditifs les meilleurs résultats sont obtenues avec le microphone adaptatif.

Par aide auditive nous obtenons également ce résultat et nous pouvons constater que dans un milieu bruyant le mode omnidirectionnel de l'appareil auditif B ne présente pas d'amélioration significative.

Dans toutes les situations, tout mode microphonique confondu, par aide auditive testée, l'expérimentation semble démontrer une meilleure efficacité en termes de localisation spatiale avec l'appareil auditif B.

Enfin, dans le bruit en mode adaptatif, l'étude met en avant la dégradation de la localisation spatiale lorsque le réducteur de bruit est enclenché et cela sur les trois aides auditives testées.

1

INTRODUCTION

La profession d'audioprothésiste évolue, et nous sommes amenés à appareiller de plus en plus de personnes jeunes.

Cette population active est confrontée à des milieux sonores diversifiés, et nos appareils doivent s'adapter au mieux pour répondre à ces nouvelles attentes de plus en plus exigeantes.

Si ces attentes, sont pour la plupart, une meilleure compréhension dans les milieux bruyants ou un meilleur confort, la localisation spatiale qui a souvent inspiré des études, est encore plus importante pour préciser le lieu des sources sonores afin de se sentir en sécurité dans tous les environnements acoustiques possibles, notamment en circulation urbaine, sur les chantiers... etc.

Notre capacité à localiser les sons s'appuie sur des indices acoustiques tels que les différences interauriculaires de temps, d'intensité et de phase.

L'impact du pavillon de l'oreille sur ces indices acoustiques participe également à notre capacité à localiser une source sonore (on peut admettre qu'à partir de 2000 Hz le pavillon commence à intervenir dans la localisation).

Dans le cas de contours d'oreille les effets du pavillon, essentiels pour la localisation spatiale, sont perdus en raison du positionnement du microphone à l'extérieur de celui-ci.

De fait, les utilisateurs signalent des difficultés à déterminer la provenance des sons.

Comment alors améliorer la localisation spatiale d'une source sonore chez nos patients appareillés en contours d'oreille ?

Des études ont été réalisées sur ce sujet, mais maintenant les nouvelles aides auditives numériques possèdent des systèmes qui amélioreraient nettement l'indice de directivité et simulerait les effets du pavillon sur le spectre sonore.

Nous pouvons donc nous interroger sur ces nouvelles performances :

Le microphone d'un contour d'oreille peut-il réellement remplacer les effets du pavillon ?

Quel type de microphone est le mieux adapté pour localiser un son ?

Faut-il choisir le même mode microphonique dans le silence et dans le bruit ?

Y a-t-il des différences entre les appareils proposés par les différents fabricants ?

Pour répondre à ces interrogations, il faut d'abord mettre en place un protocole d'étude permettant d'évaluer la localisation spatiale en fonction de différents modes microphoniques (omnidirectionnel, directionnel, adaptatif) de trois marques d'aides auditives différentes sur un échantillon de patients, et ce, dans le silence et dans le bruit.

Ensuite, nous analyserons les résultats et essayerons de comprendre l'influence de la polarité des microphones dans la localisation spatiale.

2

MATÉRIEL ET MÉTHODE

L'étude consiste à comparer la localisation spatiale de sujets appareillés en stéréophonie avec trois contours d'oreille de dernière génération et de marque différente.

Chaque aide auditive est testée en mode omnidirectionnel, directionnel et adaptatif ;

dans le silence et dans le bruit.

Nous avons étudié également de façon succincte les effets du réducteur de bruit sur la localisation spatiale, en mode adaptatif en milieu bruyant.

Les sujets

Les sujets testés présentent une surdité bilatérale et sont appareillés en contour d'oreille de marques différentes.

L'amplitude de l'âge s'étend de 23 à 84 ans. Il faut bien expliquer le but du test au sujet avant de commencer l'expérience.

Un schéma explicatif est remis, synthétisant le positionnement du patient et les 8 directions de sources sonores possibles identifiables (avant, avant-droit, droit, arrière-droit, arrière, arrière-gauche, gauche, avant-gauche).

Il lui est demandé de donner des réponses précises selon ces 8 possibilités tout en étant rapide.

Effectivement l'expérience entière demande environ 1h-1h30 par personne.

Le matériel utilisé

Les tests sont effectués dans une **cabine insonorisée**.

La salle est équipée de **4 haut-parleurs** : un avant droit, un avant gauche, un arrière droit, un arrière gauche, par rapport à l'oreille du patient (permettant d'émettre un signal sonore dans 8 directions et à intensité égale).

Nous utilisons un **ordinateur équipé du logiciel « SPHÈRE »** (Figure 1)

Le logiciel Sphère créé par Xavier CARRIOU possède une base de 100000 sons étalonnés et calibrés. Les sons peuvent être émis dans 17 directions grâce à 5 hauts-parleurs disposés autour du patient.

Dans l'étude sont utilisées seulement 8 directions, et le son test est un « bruit médium » sélectionné dans les sons spécifiques du logiciel.

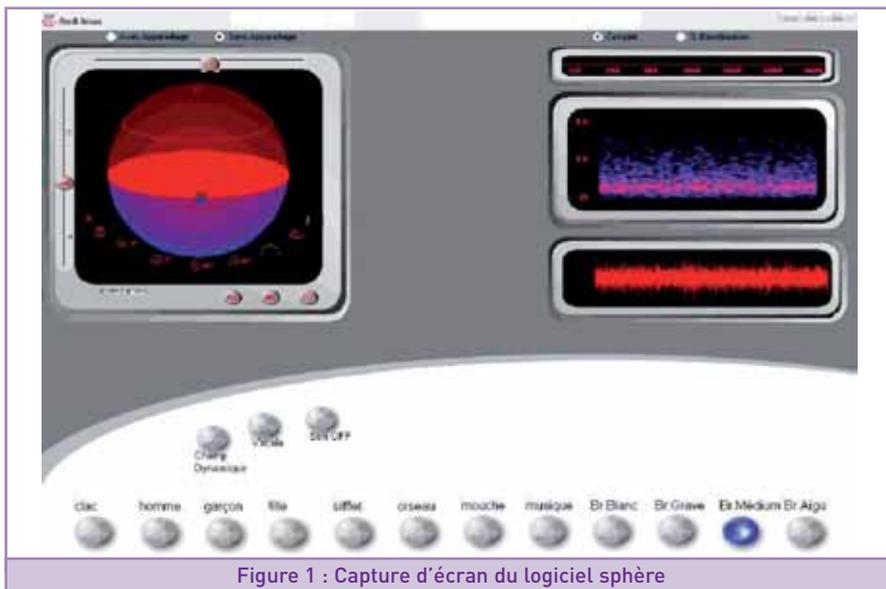


Figure 1 : Capture d'écran du logiciel sphère

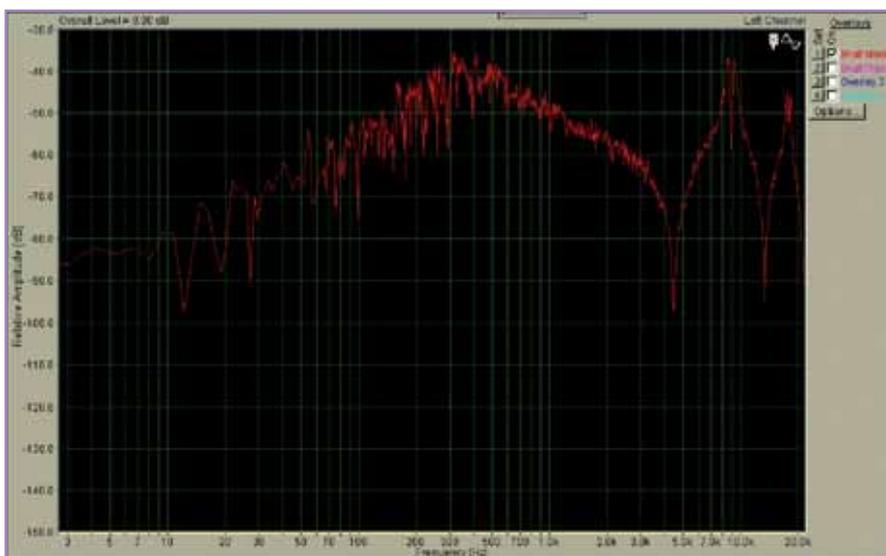


Figure 2 : Spectre du bruit médium mesuré avec le logiciel SPECTRALAB

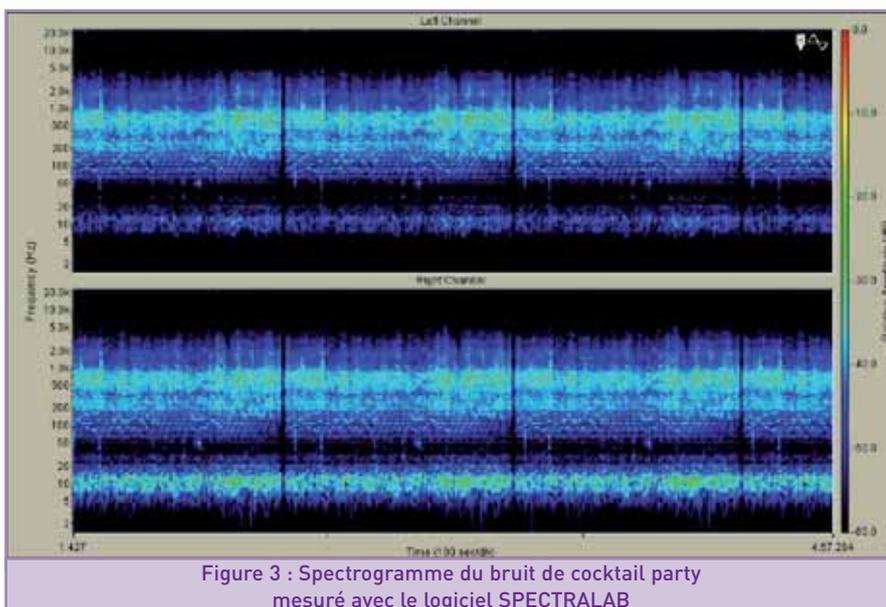


Figure 3 : Spectrogramme du bruit de cocktail party mesuré avec le logiciel SPECTRALAB

Le logiciel permet ainsi de diriger facilement à l'aide d'un curseur positionné sur la sphère la direction dans laquelle on veut que le son soit émis.

Les sons sont sauvegardés au format WAV. Ils ne sont pas compressés car les formats de compression, comme le MP3, sont dits destructifs ce qui entraîne des distorsions numériques importantes.

Un CD contenant un bruit de « cocktail party » de 2 minutes enregistrées en boucle et diffusé lors des tests dans le bruit sur les 4 mêmes hauts-parleurs à intensité égale par l'intermédiaire du lecteur de l'ordinateur.

Indispensable pour l'expérimentation : **une chaîne de mesure**, la prothèse auditive est introduite dans le caisson insonorisé (Sound box) et couplée à un coupleur 2cc, le gain des appareils auditifs du patient est mesuré. Cette mesure sert de référence pour le réglage des trois aides auditives testées dont l'amplification doit être identique à celui des appareils du patient.

Un **sonomètre** permettant un étalonnage du stimulus utilisé pour le test de localisation spatiale et du bruit de cocktail party utilisé pour le test en milieu bruyant.

6 contours d'oreille

- 2 contours d'oreille **Appareil auditif A**
- 2 contours d'oreille **Appareil auditif B**
- 2 contours d'oreille **Appareil auditif C.**

Les stimuli utilisés

(Figure 2)

L'expérimentation est effectuée avec un bruit médium, dont les fréquences conversationnelles sont prépondérantes et qui, sur les conseils du LNE (*Laboratoire National d'Essais*) serait le plus approprié et intéressant pour cette étude.

Etalonné avec un sonomètre, le stimulus est émis à une intensité de 70 décibels.

(Figure 3)

Le bruit non masquant utilisé pour les tests en milieu bruyant est un bruit de « cocktail party » de 2 minutes enregistré en boucle. Mesuré au sonomètre, il est émis entre 55 et 60 décibels.

Déroulement du test

Préparation au test

Tout d'abord, il faut tracer à la chaîne de mesure le gain des appareils du sujet en désenclenchant les systèmes de traitement du signal (expansion, traitement de la parole, traitement du bruit, réducteur de bruit de vent...)

Les courbes de réponse des appareils de chaque sujet servent ainsi de référence

Ensuite, il faut préparer les appareils auditifs tests (Appareil auditif A, Appareil auditif B, Appareil auditif C) avec un gain égal à celui des aides auditives du patient.

Enfin, il faut effectuer pour chaque paire d'appareil préalablement réglé est effectué un test, consistant à s'assurer que l'équilibre auditif entre l'oreille droite et gauche est conservé.

Pour se faire, il faut rechercher le seuil limite prothétique en champ libre ainsi qu'une équisensation à seuil plus élevé, avec le stimulus utilisé pour le test (bruit médium).

Ceci avec un appareil en marche et l'autre éteint, on peut éventuellement modifier le réglage en conséquence pour obtenir un équilibre interauriculaire (indispensable pour la localisation d'un sujet appareillé).



Figure 4 : Localisation de la source sonore en fonction des hauts-parleurs

Le test (Figure 4)

Le bruit médium est ensuite émis dans 8 directions différentes :

- 0° correspond à : Avant
- 45° correspond à : Avant-Gauche
- 90° correspond à : Gauche
- 135° correspond à : Arrière-Gauche
- 180° correspond à : Arrière

- 225° correspond à : Arrière-Droite
- 270° correspond à : Droite
- 315° correspond à : Avant-Droite.

Le signal est présenté dans les 8 directions et dans un ordre aléatoire.

Le sujet donne alors une réponse précise de l'azimut perçu parmi les huit possibilités.

Le test est effectué pour chaque appareil (Appareil auditif A, Appareil auditif B, Appareil auditif C) en mode omnidirectionnel, directionnel et adaptatif, dans le silence et dans le bruit puis en enclenchant le réducteur de bruit (seulement en mode adaptatif et dans le bruit).

Le test complet pour chaque sujet comprend donc :

(8 directions x 3 modes microphoniques x 3 aides auditives x 2 situations (silence et bruit)) + (8 directions x 1 mode microphonique (adaptatif) x 3 aides auditives x 1 situation (bruit et réducteur de bruit enclenché)) = 168 réponses d'azimut à obtenir. 10 sujets sont testés soit : 1680 réponses en tout.

Méthode d'analyse

Les résultats sont relevés par test sur un tableau dans lequel l'azimut de présentation est représenté sur la ligne horizontale et l'azimut de réponse sur la ligne verticale en degrés d'erreur. (Figure 5)

Évalués en degrés d'erreur entre la position réelle et la position perçue (de 0 à 180° par pas de 45°) les résultats sont collectés dans un tableau EXCEL.

Consolidé sur les 10 sujets observés, on obtient donc par ensemble [appareil / microphone / situation] la distribution de l'erreur absolue sur l'échantillon de 80 mesures (8 directions x 10 sujets).

De même par ensemble [microphone / situation] on obtient 240 mesures (8 directions x 10 sujets x 3 appareils).

Le critère de comparaison pour chaque distribution est la moyenne en degré d'erreur.

Il est souhaitable de savoir quelle confiance accorder à ces comparaisons et c'est le but du *test statistique de STUDENT*.

Pour le mettre en œuvre, il faut faire une comparaison par paires.

Soit l'exemple du microphone omnidirectionnel contre le microphone directionnel dans le silence.

Les critères doivent être identiques :

- Patient (10)
- Haut-parleur (8)
- Appareil auditif (3)
- Silence (1)

Seul le critère microphone varie.

Soit 240 mesures d'erreur en valeur absolue, pour le microphone omnidirectionnel, et pareil pour le microphone directionnel, collectées dans 2 tableaux T1 et T2.

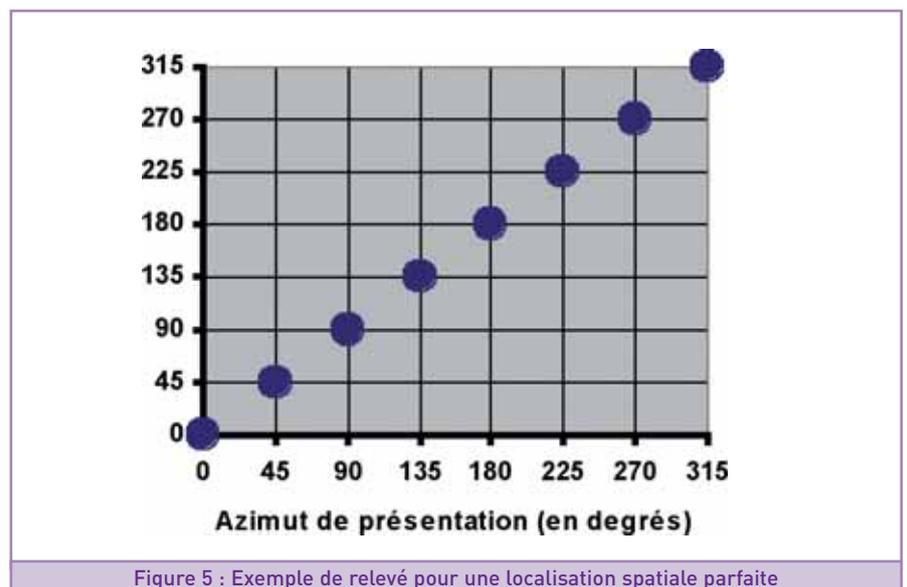


Figure 5 : Exemple de relevé pour une localisation spatiale parfaite

La différence T1 - T2 est une variable aléatoire devant suivre au plus près une loi normale représentable sur un graphe approchant une courbe de GAUSS centrée sur le 0.

Cette vérification faite, nous pouvons utiliser un programme statistique ou simplement la fonction « test student », elle renvoie pour un test bilatéral par paires sur les matrices T1 et T2, la probabilité d'avoir des moyennes égales.

Efficacité du test

Pour évaluer l'efficacité du protocole d'étude, des tests de localisation spatiale ont été effectués sur 5 normo-entendants afin de créer une référence par rapport à une audition normale et interpréter les éventuelles erreurs.

Un audiogramme est effectué avant les tests pour s'assurer que l'audition est « normale » et symétrique.

De la même façon que pour l'étude de cas, les tests sont faits dans le silence et dans le bruit, le signal est présenté dans 8 directions dans un ordre aléatoire et le test est répété 3 fois par personne pour valider chaque direction testée.

Globalement les erreurs de localisation spatiale des normo-entendants testés dans cette étude sont minimales.

Dans le silence sur 8 directions, 5 sujets testés = 40 directions en tout, nous obtenons 4 erreurs de 45° (erreur minimale).

Dans le bruit sur 40 directions testées en tout, nous obtenons 7 erreurs de 45°.

Les erreurs sont principalement observées lorsque la source se situe sur les cotés du sujet testé, ainsi nous obtenons par exemple, pour une émission sur un haut-parleur situé à 90° une perception pour le haut-parleur situé à 45°, ou inversement.

Les erreurs ne sont donc pas des erreurs avant-arrière comme celle du malentendant équipé en contour d'oreille comme nous le verrons plus tard mais des erreurs d'imprécisions comme l'avaient constaté Haustein et Schirmer en 1970

3

RÉSULTATS

Résultats (Figure 6)

Résultats dans le silence (Figure 7)

- **Tous appareils auditifs confondus** nous obtenons le classement suivant :

- 1- Les tests effectués avec un microphone **Directionnel** induisent **29°** d'erreur
- 2- Les tests effectués avec un microphone **Adaptatif** induisent **32°** d'erreur
- 3- Les tests effectués avec un microphone **Omnidirectionnel** induisent **35°** d'erreur.

| Appareils & modes microphoniques | | Silence | Bruit |
|----------------------------------|------------------|---------|-------|
| Appareil A | Omnidirectionnel | 38° | 44° |
| | Directionnel | 25° | 42° |
| | Adaptatif | Sans RB | 30° |
| Avec RB | | | 43° |
| Appareil B | Omnidirectionnel | 24° | 38° |
| | Directionnel | 26° | 31° |
| | Adaptatif | Sans RB | 29° |
| Avec RB | | | 32° |
| Appareil C | Omnidirectionnel | 43° | 44° |
| | Directionnel | 35° | 40° |
| | Adaptatif | Sans RB | 38° |
| Avec RB | | | 40° |

Rq : RB = Réducteur de Bruit
Figure 6 : Résultats obtenus en degré d'erreur par appareil tout test confondus

En utilisant le test de Student permettant de comparer deux moyennes, nous obtenons un écart type de 35,3 pour le microphone directionnel et de 46,4 pour le microphone omnidirectionnel.

Le test de Student (omnidirectionnel / directionnel) = 0,09.

Il y a donc 91 % de chance que le microphone directionnel ait une moyenne d'erreur plus faible que le microphone omnidirectionnel.

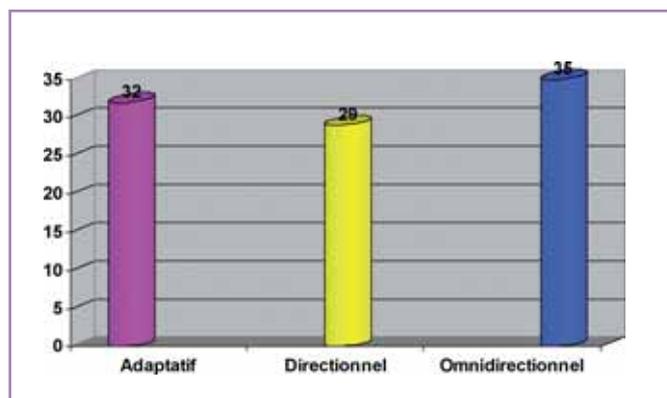


Figure 7 : Résultats dans le silence, tout appareil confondu, des modes microphoniques (en degré d'erreur)

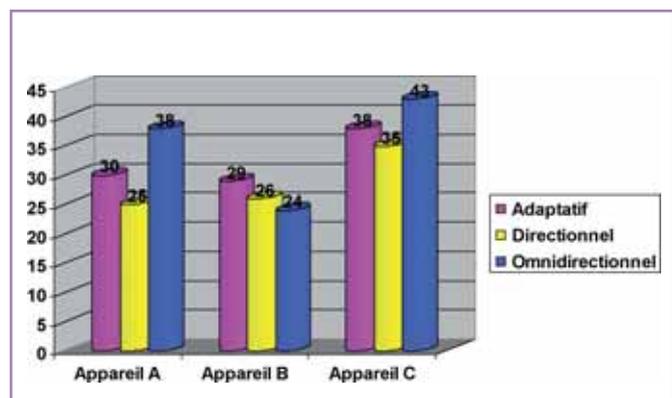


Figure 8 : Résultats dans le silence, des modes microphoniques par appareil (en degré d'erreur)

Figure 8

- **Par aide auditive** nous obtenons le classement suivant :

Pour les appareils A et C

1- Microphone **Directionnel**
(25° d'erreur pour A et 35° d'erreur pour C)

2- Microphone **Adaptatif**
(30° d'erreur pour A et 38° d'erreur pour C)

3- Microphone **Omnidirectionnel**
(38° d'erreur pour A et 43° d'erreur pour C)

Pour l'appareil B

1- Microphone **Omnidirectionnel**
(24° d'erreur)

2- Microphone **Directionnel**
(26° d'erreur)

3- Microphone **Adaptatif**
(29° d'erreur)

phone adaptatif et de 46,6 pour le microphone omnidirectionnel.

Le test de Student (adaptatif / omnidirectionnel) = 0,01.

Il y a donc 99 % de chance que le microphone adaptatif soit plus performant que le microphone omnidirectionnel.

Figure 10

- **Par aide auditive** nous obtenons le classement suivant :

Pour les appareils A, B et C

1- Microphone **Adaptatif**
(34° d'erreur pour A, 30° d'erreur pour B, 37° d'erreur pour C)

2- Microphone **Directionnel**
(42° d'erreur pour A, 31° d'erreur pour B, 40° d'erreur pour C)

3- Microphone **Omnidirectionnel**
(44° d'erreur pour A, 38° d'erreur pour B, 44° d'erreur pour C)

A interpréter : l'appareil B est meilleur que l'appareil A ; l'appareil B est meilleur que l'appareil C ; l'appareil A et C sont équivalent.

Résultats avec réducteur de bruit

Figure 12

Nous obtenons les résultats suivants :

- **Appareil A** : Les tests effectués avec le réducteur de bruit induisent **43°** d'erreur (contre **34°** d'erreur sans réducteur de bruit)

- **Appareil B** : Les tests effectués avec le réducteur de bruit induisent **32°** d'erreur (contre **30°** d'erreur sans réducteur de bruit)

- **Appareil C** : Les tests effectués avec le réducteur de bruit induisent **40°** d'erreur (contre **37°** d'erreur sans réducteur de bruit)

Résultats dans le bruit

Figure 9

- **Tous appareils auditifs confondus** nous obtenons le classement suivant :

1- Les tests effectués avec un microphone **Adaptatif** induisent **33°** d'erreur

2- Les tests effectués avec un microphone **Directionnel** induisent **38°** d'erreur

3- Les tests effectués avec un microphone **Omnidirectionnel** induisent **42°** d'erreur

En utilisant le test statistique, nous obtenons un écart type de 40,4 pour le micro-

Résultats par appareil, dans toutes les situations (silence et bruit), tout microphone confondu

Figure 11

Nous obtenons le classement suivant :

1 - **L'aide auditive B** induit **29°** d'erreur

2 - **L'aide auditive A** induit **35°** d'erreur

3 - **L'aide auditive C** induit **39°** d'erreur

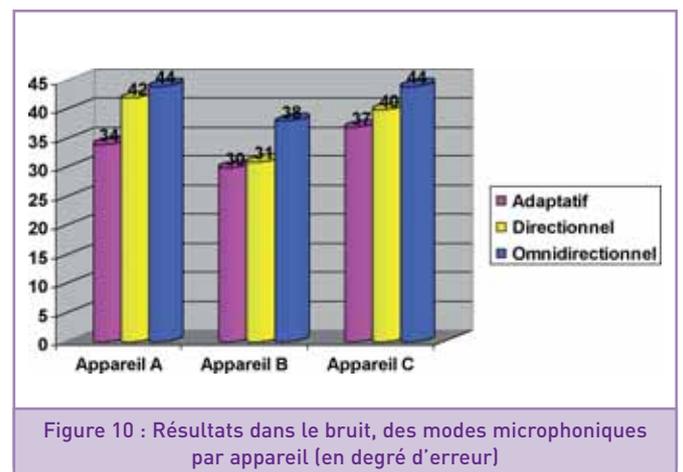
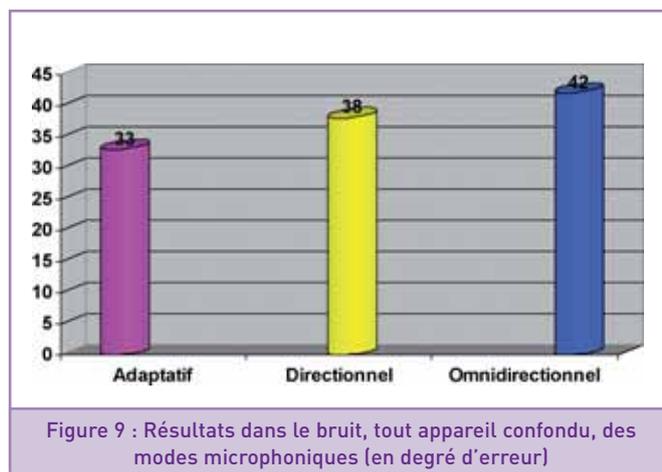
Nous obtenons ainsi un écart type égal à 44,8 pour l'appareil A ; 39,2 pour l'appareil B ; 39,3 pour l'appareil C.

Le test de student (A ; B) = 0,002 ; le student (B ; C) = 0,001 ; le student (A ; C) = 0,26.

4 DISCUSSION

- La perception de la localisation spatiale d'un sujet appareillé en contour d'oreille est meilleure dans le silence que dans le bruit, ce qui est également vrai pour un sujet normo-entendant.

- Dans le silence la meilleure moyenne sur l'ensemble des appareils est obtenue avec le microphone directionnel et la moins bonne en mode omnidirectionnel.



D'après le « test de Student » nous pouvons affirmer que le microphone directionnel génère une meilleure localisation spatiale.

Pourtant un microphone omnidirectionnel dont la sensibilité est égale quelque soit l'angle d'incidence de la source sonore pourrait entraîner une meilleure discrimination de la localisation du son.

Cependant les sujets participant à l'étude ont signalé qu'ils déduisaient le lieu d'émission de la source sonore en fonction de la sensation d'intensité perçue.

Lorsqu'elle paraît plus faible, la source proviendrait de l'arrière (l'angle de captation du microphone directionnel étant dirigé vers l'avant) et cette remarque a seulement été faite lors du test en mode directionnel.

Par aide auditive nous obtenons également une meilleure localisation spatiale pour les tests effectués avec un microphone directionnel suivi du microphone adaptatif et omnidirectionnel pour les appareils auditifs A et C.

L'appareil B est censé, d'après le fabricant, améliorer la localisation spatiale avec son nouveau mode microphonique omnidirectionnel, et effectivement, ce mode est meilleur que l'adaptatif et le directionnel, ainsi que tous les microphones testés.

Nous pourrions émettre par conséquent deux hypothèses :

- la polarité de ce microphone n'est pas tout à fait omnidirectionnelle et tend vers une polarité directionnelle.

- Un traitement du signal inaccessible à l'audioprothésiste interfère.

Il serait alors intéressant de connaître la polarité exacte de ce microphone et de vérifier s'il se rapproche d'un microphone directionnel ce qui pourrait expliquer cette performance.

- Dans le bruit la meilleure moyenne sur l'ensemble des appareils auditifs est obtenue avec le microphone adaptatif et la moins bonne en mode omnidirectionnel.

D'après le test statistique utilisé dans cette étude, le microphone adaptatif serait le plus performant et permettrait donc de localiser de façon plus précise une source sonore et ceci grâce à un système de changement de polarité ou d'angle de captation selon les marques.

Le microphone directionnel, comme pour les tests effectués en milieux silencieux, améliore la perception en termes de localisation spatiale grâce à la sensation d'intensité plus ou moins forte du stimulus émis vers l'avant ou l'arrière.

Par aide auditive nous obtenons également une meilleure localisation spatiale avec une polarité adaptative pour les appareils A, B, et C suivi du microphone directionnel et omnidirectionnel.

Nous pouvons constater que dans un milieu bruyant le mode omnidirectionnel de l'appareil auditif B ne présente pas d'amélioration

significative par rapport à ses autres modes microphoniques contrairement à son efficacité en milieu silencieux, notons que l'étude du fabricant B ne portait que sur la localisation spatiale dans le silence.

- Dans toutes les situations (silence et bruit), tout mode microphonique confondu, par aide auditive testée, l'expérimentation semble démontrer une meilleure efficacité en termes de localisation spatiale avec l'appareil auditif B.

- Dans le bruit en mode adaptatif, l'étude met en avant la dégradation de la localisation spatiale lorsque le réducteur de bruit est enclenché et cela sur les trois aides auditives testées.

Nous pouvons nous demander si le bruit de fond (bruit de « cocktail party ») est suffisamment fort pour que le réducteur de bruit se mette en fonction, en effet il est émis entre 55 et 60 décibels.

Toutefois s'il n'était pas en fonction nous obtiendrions les mêmes résultats que pour les tests dans le bruit et en polarité adaptative, or les résultats sont moins performants avec le réducteur de bruit.

Nous pouvons donc en déduire qu'en enclenchant le réducteur de bruit le traitement du signal perturberait la localisation spatiale, peut-être en baissant l'amplification de l'appareil auditif.

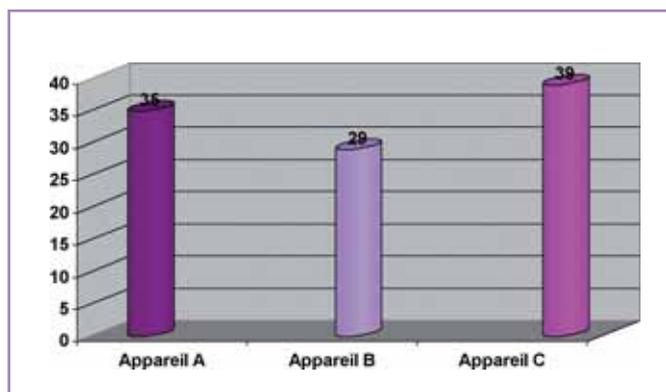
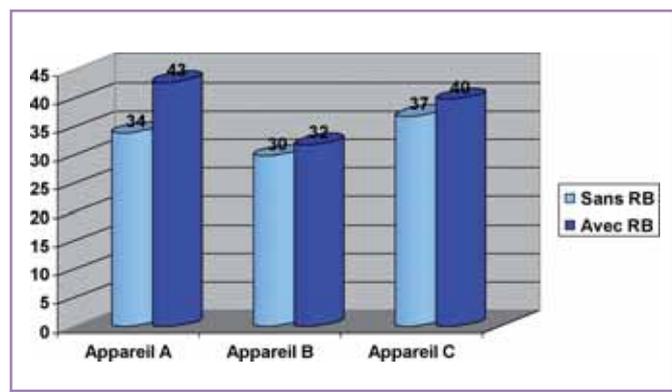


Figure 11 : Résultats par appareil, tout microphone confondu, dans toutes les situations (en degré d'erreur)



Rq : RB = Réducteur de Bruit
Figure 12 : Résultats dans le bruit et microphone adaptatif, avec et sans réducteur de bruit, par appareil (en degré d'erreur)

5

CONCLUSION

Cette étude fait émerger les considérations suivantes :

La localisation spatiale d'un sujet appareillé en contour d'oreille dans un milieu silencieux est globalement améliorée avec un mode microphonique directionnel, celui-ci entraînant, dans cette expérimentation, un angle de 29 degrés d'erreur par rapport à la position réelle de la source sonore, contre 32 degrés d'erreur en mode adaptatif et 35 degrés d'erreur en omnidirectionnel.

Dans un environnement bruyant la localisation spatiale semble meilleure avec un microphone adaptatif permettant ainsi une variation de la polarité, dans l'étude nous observons 33 degrés d'erreur, en comparaison avec le microphone directionnel (38 degrés d'erreur) et omnidirectionnel (42 degrés d'erreur).

Il existe cependant des différences entre les appareils des fabricants de prothèses auditives en ce qui concerne la localisation spatiale, tous microphones confondus, nous obtenons de meilleurs résultats avec l'appareil B.

Il est difficilement concevable qu'un mode microphonique puisse simuler les effets du pavillon de l'oreille, mais nous pouvons

admettre qu'il existe une restructuration cérébrale permettant d'améliorer la localisation spatiale en interprétant en fonction de la sensation d'intensité perçue la provenance de la source sonore.

Ainsi le choix d'un mode microphonique en termes de localisation spatiale doit être conditionné en fonction du milieu sonore dans lequel se trouve le sujet et peut permettre une amélioration de localisation si l'adaptation est correctement établie.

6

BIBLIOGRAPHIE

* Avan P., Exploration fonctionnelle objective des voies auditives, éd. Tech. & Doc. /Lavoisier, 1997.

* Bachler H., Vonlanthen A., Traitement du signal Audio-Zoom, Phonak Focus n°18, 1995.

* Bergeron F., Efficacité des prothèses auditives à microphones directionnels, AETMIS Québec, 2003.

* Botte M.C., Psychoacoustique et perception auditive, éd. Tech. & Doc. /Lavoisier, 1999.

* Buerkli., Halevy Ora., Les avantages du microphone directionnel, Phonak Focus n°3, 1996.

* Hugonnet C., Walder P., Théorie et pratique de la prise de son stéréophonique, éd. Eyrolles, 2003.

* Jouhaneau J., Notions élémentaires d'acoustique, électroacoustique, éd. Tech. & Doc. /Lavoisier, 1999.

* Jullien JP, Technologies et perception auditive de l'espace, Cahiers de l'Ircam, Mars1997.

* Killion M., Circuits haven't solved the hearing-in-noise problem, The Hearing journal, 1997.

* May Anna., Appareils à multi-microphones, traitement numérique du signal et audition dans le bruit, The Hearing Revue. Volume 6, Janvier1999.

* Melon M., Electroacoustique, CNAM, 2004.

* Précis d'audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome 1, éd. Collège National d'Audioprothèse, 1997.

* Valente M., The bright promise of microphone technology, The Hearing journal, 1997.

* Wolf R.P., Hohn W., Martin R. and Powers T.A. Directional Microphone Hearing Instruments, How and why they work, High Performance Hearing Solutions, 1999.

* Zwicker E., Feldkeller R., Psychoacoustique. L'oreille récepteur d'informations, éd. Masson, 1981.



TEXTES RÉGLEMENTAIRES

Recueil de textes réglementaires français (CD ROM inclus)
édité par le COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

COFFRET DE 5 CD «AUDIOMÉTRIE VOCALE»



PRODUIT PAR LE COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

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

RECUEIL DE TEXTES RÉGLEMENTAIRES (CD ROM INCLUS) - ISBN N°2-9511655-2-8

15,00 € x exemplaire(s) = €

+ frais de port France : 5,00 € x exemplaire(s) = €

Etranger : 6,50 € x exemplaire(s) = €

COFFRET DE 5 CD AUDIO « AUDIOMÉTRIE VOCALE »

100,00 € x exemplaire(s) = €

+ frais de port France : 6,50 € x exemplaire(s) = €

Etranger : 8,00 € x exemplaire(s) = €

Soit un règlement total de €

NOM PRÉNOM

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL VILLE

PAYS

Tél Fax

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN

Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

Oticon ♦ Epoq



**Avec un véritable traitement stéréo,
Oticon Epoq amène les performances
des aides auditives à un niveau
supérieur et fournit à l'utilisateur
tous les bénéfices désirés.**



La nouvelle génération de solutions auditives sans fil qui modifiera la façon de vivre des gens... - et non seulement leur façon d'entendre !



Epoq est construit sur une nouvelle architecture de traitement du signal et de connectivité sans fil appelée RISE

Epoq utilise une technologie sans fil à haut débit afin d'obtenir des appareils adaptés en binaural qu'ils travaillent comme un processeur central pour recréer une meilleure image stéréophonique

Epoq amène la qualité sonore vers une fidélité naturelle avec une bande passante de 10 kHz et un traitement en une seule étape

Epoq utilise les technologies Bluetooth et Earstream pour se connecter sans fil et en binaural aux systèmes de communication modernes tels que les téléphones mobiles et les lecteurs MP3

PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE

L'appareillage de l'Adulte - 3 tomes



PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE TOME I - ISBN n°2-9511655-4-4 LE BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE

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

PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE TOME III - ISBN n°2-9511655-3-6 LE CONTRÔLE D'EFFICACITÉ PROTHÉTIQUE

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

Soit un règlement total de €

NOM PRÉNOM

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL VILLE

PAYS

Tél Fax

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN

Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

VEILLE TECHNOLOGIQUE

bernafon[®]
Innovative Hearing Solutions

NOUVEAUTÉ : MICRO PRIO

Micro PRIO offre la meilleure combinaison entre la technologie moderne et la personnalisation de l'adaptation.

Votre audition est spéciale tout comme la solution auditive Micro PRIO.

En programmant Micro PRIO, vos PRIORités d'audition, basées sur votre profil de style de vie, sont prises en compte. La solution auditive PRIO peut reconnaître n'importe quel environnement sonore et choisir automatiquement celui qui vous convient.

Il s'agit de la technologie la plus moderne qui régule l'intensité sonore et élimine le

bruit environnant afin de vous aider à mieux comprendre la parole à nouveau.

Les Micro PRIO sont disponibles dans plusieurs styles et couleurs. Tous les modèles peuvent être utilisés avec la télécommande optionnelle.

Micro PRIO fonctionne automatiquement dans la circulation automobile bruyante, dans le calme, pendant une conversation entre vous et une autre personne, ou même dans un plus grand groupe. Micro PRIO s'adapte automatiquement à n'importe quelle situation, selon vos désirs et PRIORités.

Micro PRIO sait ce que vous voulez entendre, où vous voulez entendre et comment vous voulez entendre ! Bienvenue à cette nouveauté qui vient compléter la large gamme BERNAFON PRIO ! ■



Crédits Bernafon



Crédits Bernafon

BERNAFON XTREME

Nouveauté Bernafon Extreme : un surpuissant à portée de tous !

Les personnes atteintes d'une perte auditive profonde ou sévère nécessitent plus que des aides auditives ordinaires. Elles ont besoin d'aides auditives bien spécifiques capables de la plus grande performance. Des champs auditifs dynamiques limités associés au gain le plus élevé et à des exigences de sortie font du Super Power l'un des appareils les plus intéressants pour les audioprothésistes. Une puissance pure constitue l'exigence principale. Pourtant, tout comme un acrobate sur un trapèze, un équilibre parfait entre puissance et flexibilité est nécessaire pour obtenir la performance remarquable que les utilisateurs de Super Power exigent.

Pour relever ce défi, Bernafon est fier de présenter XTREME: l'aide auditive Super Power qui repousse les limites! XTREME est l'un des appareils les plus puissants du marché. XTREME est également l'un des appareils Super Power les plus flexibles qui soient, avec un traitement de signal numérique avancé sur 5 canaux et des capacités de mise en forme des fréquences remarquables. XTREME possède une bobine téléphonique et une entrée audio directe (DAI) totalement programmables, indépendantes du programme du micro, afin de permettre l'optimisation de la courbe de réponse pour un grand nombre de sources d'entrée. Un design fin et attrayant convient aux malentendants de tout âge et à toutes les morphologies d'oreille.

Un excellent système d'élimination du Larsen et de réduction du bruit complètent l'ensemble. Super Power tel que vous ne l'avez jamais vu ! ■

oticon
PEOPLE FIRST

OTICON EPOQ

Oticon-EPOQ, l'interface avec votre monde sonore !

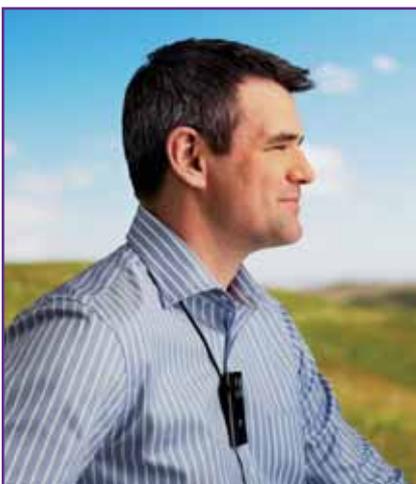
Oticon annonce la sortie du premier produit issu de la nouvelle architecture RISE : le produit Oticon-EPOQ.

C'est sans aucune comparaison le plus gros projet jamais réalisé dans l'histoire d'Oticon.

Oticon-EPOQ offre une qualité sonore exceptionnelle grâce aux nouveaux schémas de traitements et une nouvelle génération de transducteurs avec une bande passante de 10 KHZ.

En plus Oticon-EPOQ offre une toute nouvelle architecture technologique qui intègre la connectivité sans fils haut débit entre les

deux appareils permettant ainsi, pour la première fois, un véritable traitement binaural. C'est un peu comme si les sons captés par les deux appareils étaient traités par un seul processeur et on assure ainsi



| Caractéristiques | Epoq W | Epoq XW |
|---|--------|---------|
| Fonctionnalités audiolologiques | | |
| Haut débit binaural (Principe) | ● | ● |
| True Dynamics | ● | ● |
| Extreme Bandwidth (10 KHz) | ● | ● |
| Front Focus | ● | ● |
| Life Learning | ● | ● |
| Spatial Sound | ○ | ● |
| Binaural DFC | ○ | ● |
| My Voice | ○ | ● |
| Fonctionnalités de base | | |
| Directivité Adaptative Multibande, Gestion TriMode du Bruit, Voice Aligned Compression, Typologies, Mémoire Epoq | ● | ● |
| Fonctionnalités de Streaming | | |
| Streamer | (●) | (●) |
| Fonctionnalités Opérationnels | | |
| Contrôle Binaural (VC & Programme) | ● | ● |
| Utilisation binaurale du téléphone | ● | ● |
| Détection Automatique du téléphone | ● | ● |

Oui: ● Non: ○ Option: (●)

que les deux appareils envoient des sons à son utilisateur qui sont cohérents et traités avec le même objectif.

Au-delà du vrai traitement binaural le produit offre aux malentendants une passerelle vers tous les dispositifs équipés de la technologie Bluetooth tels que les téléphones portables, les téléviseurs ou les lecteurs MP3.

Oticon-EPOQ permet ainsi aux malentendants de communiquer librement avec tous les outils de communication modernes.

Tout ce condensé de technologies a été intégré dans les intra et dans un mini-

contour élégant et discret disponible à la fois en version embout classique et en version RITE avec l'écouteur dans l'oreille.

Dans le même temps Genie a été totalement reprogrammé - définissant ainsi un nouveau standard pour notre logiciel professionnel et moderne.

Oticon-EPOQ, marque - un changement de paradigme - le paradigme de la connectivité sans fil - aussi révolutionnaire que l'a été, il y a une dizaine d'années, l'arrivée des produits numériques par rapport aux appareils analogiques aujourd'hui devenus presque obsolètes. ■

CIELO 2 Active™ offre des performances remarquables

Système de microphone directionnel automatique et adaptatif

Le système de microphone directionnel automatique et adaptatif de CIELO 2 Active™ s'adapte automatiquement à la situation d'écoute et optimise les réglages en conséquence. Il améliore également la compréhension de la parole en environnement bruyant, même dans des situations difficiles telles qu'un restaurant très fréquenté avec plusieurs sources sonores différentes.

Traitement de la parole et du bruit

CIELO 2 Active™ est équipé d'un système sophistiqué de traitement de la parole et du bruit, avec réduction du bruit et réhaussement de la parole sur 6 canaux indépendants. Grâce à ces deux algorithmes, le système réduit les bruits gênants sans altérer l'intelligibilité de la parole.

Réduction du bruit de vent

Conçu pour détecter le vent et s'y adapter automatiquement, le réducteur de bruit de

vent de CIELO 2 Active™ permet de profiter sans contrainte des activités en plein air.

Classification de l'environnement

Le système de classification de l'environnement de CIELO 2 Active™ analyse précisément le signal entrant. En fonction de la situation, il optimise le traitement de la parole et du bruit et le système de microphone directionnel afin d'assurer en permanence une écoute confortable, même en environnement difficile.

CIELO 2 Active™ reconnaît la musique et la traite comme telle, sans la réduire comme du simple bruit

Data Logging

Le data Logging de CIELO 2 Active™ enregistre les habitudes de l'utilisateur, comme la durée de port des aides auditives, la position du potentiomètre, les environnements fréquentés, ses préférences de volume et de programme. L'audioprothésiste utilise ensuite ces informations pour affiner les réglages des aides auditives selon les besoins personnels de l'utilisateur.

Anti Larsen adaptatif automatique

Grâce à un algorithme avec contrôle adaptatif de la rapidité d'enclenchement, CIELO 2 Active™ sélectionne automatiquement la vitesse d'adaptation optimale pour réduire ou éliminer le Larsen et empêcher en même temps la création d'artéfacts. Il supprime les sifflements et améliore la qualité sonore simultanément en augmentant le gain jusqu'à 20 dB.

Siemens a développé CIELO 2 Active™

Un nouveau concept auditif équipé :

- d'un circuit numérique de 5^{ème} génération
- de la directivité automatique adaptative
- d'un anti Larsen automatique adaptatif
- d'un système de réduction du bruit



- d'un réducteur de bruit de vent
- d'un réducteur de bruit microphonique
- de la reconnaissance et du traitement de la musique
- rechargeable et water resistant

CIELO 2 Active™ offre les dernières évolutions de traitement de signal

Concept Active™ Résistant à l'eau*

Technologie AquaProtect™

Grâce à la technologie AquaProtect™, CIELO 2 Active™ résiste à l'humidité, à la transpiration et au cérumen.

Les boîtiers Active™ sont traités nanoProtect™, traitement de surface hydrophobe exclusif pour résister à la transpiration et à l'humidité.

Le pare-cérumen C-Guard™, membrane étanche intégrée dans le dôme Active™, empêche le cérumen et l'humidité de pénétrer dans l'écouteur.

Enfin, un protège micros clipsable avec membrane type GoreTex™ protège les microphones de l'humidité, repousse l'eau, les poussières et autres microparticules.

de la puissance dans le temps.

Les dômes Active™, souples pour plus de confort et conçus pour éviter tout effet d'occlusion, existent en plusieurs tailles pour épouser toutes les formes de conduit auditif.



Sans pile, rechargeable

Télécommande ePocket

Compatible avec toute la famille CIELO 2™, la télécommande ePocket™ (en option) permet de contrôler à distance les principales fonctions de l'aide auditive.

Discrète, elle permet de régler facilement le volume et le programme, de lire les différents programmes d'écoute et de vérifier le niveau des piles.

Jusqu'à 40 heures d'autonomie après seulement 5 heures de charge !

Grâce au chargeur* Active™, les aides auditives ont plus d'une journée d'autonomie après seulement quelques heures de charge. *en option



Ecologique et économique !

Le chargeur Active™ est pratique, sécurisé et simple à utiliser. Il suffit de mettre les aides auditives dans le chargeur. Il les éteint automatiquement.

La charge s'effectue ensuite de façon intelligente. Au bout de seulement 5 heures de charge, les aides auditives sont prêtes à fonctionner une journée entière.

Le chargeur signale, le cas échéant, si les polarités sont inversées ou si les piles utilisées ne sont pas rechargeables.

CIELO 2 Active™ peut également fonctionner avec des piles 13 zinc air standard. ■



C-Guard™, membrane étanche intégrée au dôme

nanoProtect™, traitement de surface exclusif

Protège micros clipsable avec membrane type GoreTex™

Ecouteur déporté dans le conduit

L'écouteur déporté dans le conduit auditif permet une écoute confortable et délivre une qualité sonore naturelle.

L'écouteur coudé de CIELO 2 Active™ est relié à l'aide auditive par une connexion baïonnette simple et efficace. La connexion écouteur à 3 points permet une évolutivité





Le groupe ReSound annonce le lancement de sa toute nouvelle aide auditive haut de gamme, ReSound Azure.

ReSound Azure a été développée pour permettre aux personnes malentendantes d'entendre de manière aussi naturelle que possible, comme si elles étaient normo-entendantes.

ReSound Azure repose sur 4 grands fondamentaux

La Directionnalité Naturelle

La Directionnalité Naturelle, Natural Directionality™, repose sur un appareillage asymétrique. Elle délivre la même intelligibilité de parole lorsque le locuteur est situé en face, que la directionnalité adaptative, et génère une meilleure intelligibilité sur les locuteurs qui ne sont pas situés en face. C'est ainsi que lors d'une conversation au restaurant, le porteur de ReSound Azure, sera concentré sur l'interlocuteur situé en face de lui, tout en étant en contact

avec le serveur qui s'approchera à l'arrière, comme un normo-entendant.

La Directionnalité Naturelle utilise les résultats d'une recherche effectuée sur le système auditif humain en vue de restituer aux patients des sons de manière très naturelle. Cette fonctionnalité exploite la capacité du cerveau à traiter les informations provenant de multiples sources, en se concentrant sur une oreille tandis que l'autre est dédiée à la perception des sons périphériques.

Amplification Individualisée

Les appareils auditifs automatiques avancés ne permettent pas actuellement de différencier la parole du bruit environnant. Résultat : des programmes qui se révèlent souvent inconfortables en cas de situations bruyantes ou qui fournissent une amplification trop faible de la parole dans les situations calmes. ReSound Azure propose donc une amplification personnalisée dans 7 environnements, grâce au système Environmental Optimizer™ qui fournit une amplification dans 7 environnements d'écoute différents, sans changer de programmes et sans intervention manuelle de l'utilisateur.

Pour affiner cette personnalisation, Environmental Optimizer™ dispose de 3





fonctions : Environmental Classifier™ propose une amplification différente pour chaque environnement _ Environmental FineTuner™ permet de revenir sur les réglages et de les ajuster – Environmental Learner™ enregistre les préférences du porteur, pour les modèles équipés d'un potentiomètre.

Environmental Optimizer™ procure une intelligibilité de parole ainsi qu'un confort d'écoute excellents.

Son Naturel

Grâce à son suppresseur de Larsen, Dual Stabilizer™ II, ReSound Azure conforte sa position de leader en matière de DFS avec ses 15 années de R&D.

Le système de compression Warp™ apporte une pureté sonore sans distorsion et sans artefacts, grâce à sa vitesse et à sa précision de traitement du signal.

Une communication moderne

ReSound Azure, grâce à son oreillette Bluetooth(*), rend l'utilisation du téléphone mobile ou fixe beaucoup plus confortable. Cet accessoire élégant peut être porté en

permanence ou mis en place à l'émission ou à la réception d'un appel. L'oreillette « Bluetooth ready » s'installe d'un simple « clic » et restitue une qualité sonore claire et sans interruption.

En complément des quatre « piliers », ReSound Azure renferme une nouvelle puce basse consommation, réduisant en moyenne la consommation d'énergie de 50 % et d'un chargeur, outils incontournables de la vie moderne.

ReSound Azure dispose de son propre chargeur nouvelle génération. Bianca recharge les aides auditives, mais également les accumulateurs situés dans un insert extractible pour être ainsi emportés partout. Il se connecte sur le courant ou bien via USB. Il recharge également l'oreillette Bluetooth. Doté d'un bouton d'éjection, il permet à l'utilisateur de ne pas endommager ses appareils au moment de les extraire du chargeur.

ReSound Azure est la dernière aide auditive haut de gamme Resound et bénéficie de nombreux éléments techniques innovants et ayant fait l'objet de plusieurs années de recherche à l'Université de Chicago. « Le traitement du son peut priver le système auditif central des informations dont il a besoin pour permettre à l'auditeur d'analy-

ser une scène auditive. Les programmes automatiques altèrent parfois la qualité du son. A contrario, la technologie Resound offre une audition naturelle »1.

Azure est disponible, du CIC au surpuissant en passant par le mini-contour.

(*) la marque et la technologie Bluetooth appartiennent à leur propriétaire

(1) extrait de Resound Azure, the audiological background (2007), Andrew Dittberner, Director of GN ReSound Auditory Research Laboratory, USA. ■



Figure 1 : Les 15 couleurs originales d'Audéo.

Phonak a placé dans un design original et attrayant la pointe de sa technologie pour proposer un PCA ou Assistant Personnel de Communication qui saura répondre aux besoins des plus exigeants. Ainsi, Phonak vous présente un produit aux innovations audiologiques qui permettent une optimisation des adaptations prothétiques.

La ligne originale du boîtier

Avec Audéo, l'idée était de concevoir un appareil auditif qui n'en avait plus la forme... C'est ainsi qu'est né le boîtier d'Audéo, en s'éloignant le plus possible de la ligne des contours d'oreille traditionnels. 15 nouvelles couleurs (Figure 1) et une nouvelle ligne de boîtier pour le PCA Audéo permettent d'attirer l'attention quand on le montre mais assurent une discrétion inégalée quand on le porte. Le changement des couleurs est très simple à

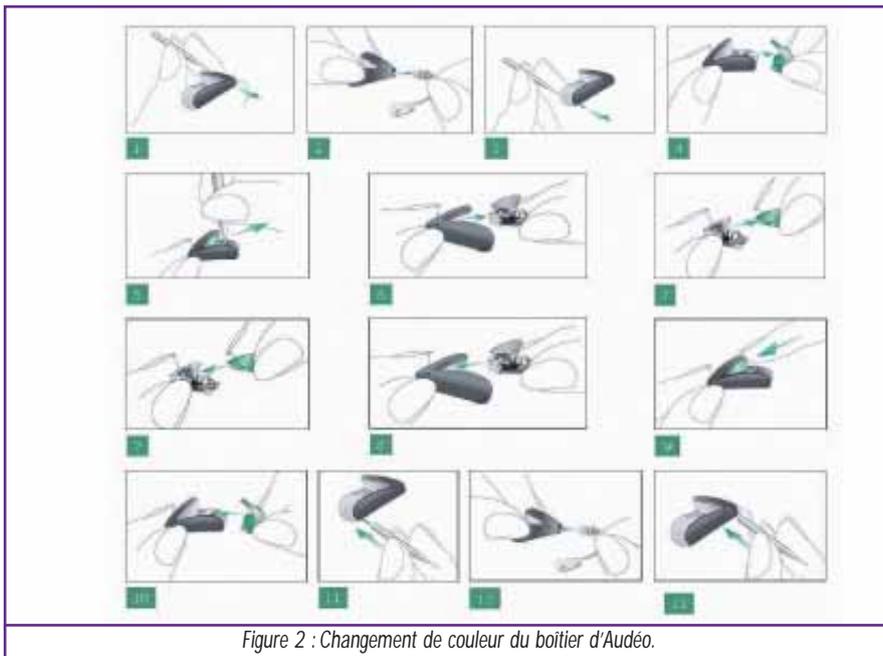


Figure 2 : Changement de couleur du boîtier d'Audéo.

réaliser et prend moins de 2 minutes grâce au petit nombre de pièce et aux 2 goupilles très faciles à enlever qui verrouillent le boîtier. Figure 2. L'absence de tout câblage assure une fiabilité accrue lors de cette opération.

Le réseau microphonique d'Audéo

Une étude de Todd Ricketts ⁽³⁾ a montré que l'orientation des entrées des microphones directionnels a une importance significative pour obtenir l'Indice de Directivité¹ (ID) maximal d'une antenne microphonique simple (à 2 microphones). Pour obtenir les meilleures performances, il faut que les entrées de ces microphones soient dans le plan horizontal.

Todd Ricketts dans son étude ⁽³⁾ a comparé 3 contours d'oreille avec 4 angles différents pour l'orientation des entrées de leurs microphones. Les résultats de cette étude sont présentés dans le graphe de la figure 5.

En conclusion de l'étude de Todd Ricketts, il s'avère qu'une dérive de l'angle du plan des microphones avec l'horizontale comprise dans l'intervalle [-10° ; +10°] ne modifie pas l'ID de manière significative. Lorsque l'angle est positif et supérieur à 10° (environ 24° dans l'étude), l'ID n'est presque pas modifié non plus. En revanche, lorsque l'angle est négatif et inférieure à

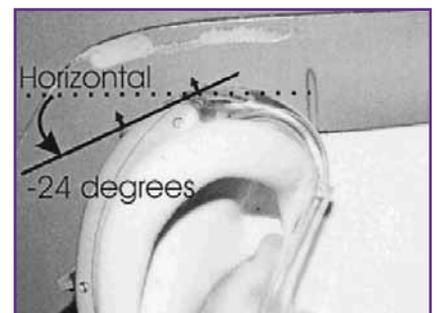


Figure 3 : Photo montrant la détermination de l'orientation des entrées des microphones d'un contour d'oreille. La ligne en pointillés représente l'orientation horizontale optimale pour obtenir le meilleur ID. La ligne pleine représente l'orientation non optimale (-24°) des entrées des microphones. (D'après T. Ricketts, Directivity quantification in hearing aids : fitting and measurement effects, 2000)

¹ L'Indice de Directivité ID définit l'atténuation qu'apporte un microphone directionnel dans un champ diffus par rapport à un microphone omnidirectionnel. Cette grandeur s'exprime en décibel (dB). D'après cette définition l'ID d'un microphone omnidirectionnel vaut 0dB. (5) p. 192.

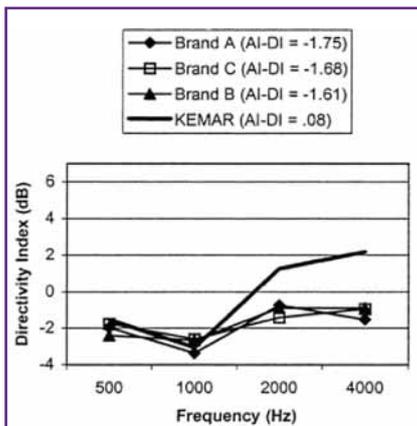


Fig. 4 : ID de 3 systèmes omnidirectionnels de 3 marques différentes comparés à l'ID du mannequin KEMAR oreilles nues. (D'après T. Ricketts, Directivity quantification in hearing aids : fitting and measurement effects, 2000)

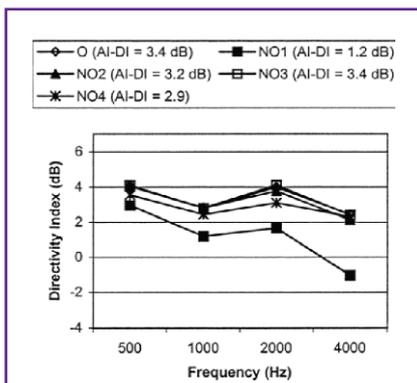


Fig. 5 : ID moyen de 3 appareils auditifs pour une position optimale (dans le plan horizontal) et quatre positions non-optimales (NO1 à NO4). Les angles pour lesquels le micro arrière est plus bas par rapport à l'horizontal que le micro avant sont considérés négatifs (NO1[-24°, -26°, -22°] et NO2[-12°, -13°, -11°]). Les angles pour lesquels le micro arrière est plus haut par rapport à l'horizontal que le micro avant sont considérés positifs (NO3[12°, 13°, 11°] et NO4[24°, 26°, and 22°]). (D'après T. Ricketts, Directivity quantification in hearing aids : fitting and measurement effects, 2000)

10°, l'ID est fortement affecté. L'hypothèse est que l'ID est atténué par un effet d'ombre du pavillon sur les entrées des microphones. La directivité du réseau microphonique reste néanmoins supérieure à celle d'un micro omnidirectionnel. Figure 4.

Le design de l'accent d'Audéo n'est pas anodin et a été étudié pour permettre un

placement optimal des 2 microphones dans le plan horizontal quand le PCA est porté par un malentendant.

Cette optimisation du positionnement des microphones sur l'oreille des patients va leur permettre de profiter au maximum des bénéfices apportés par le digital Surround Zoom (dSZ), microphone directionnel adaptatif dans les 20 canaux du traitement de signal. La longueur du tube affecte directement l'orientation des microphones. En effet, si le tube est trop long, l'appareil auditif va être trop derrière l'oreille alors que s'il est trop court, celui-ci va avoir tendance à trop remonter sur le pavillon et donc à basculer vers l'avant. Todd Ricketts recommande donc d'apporter le plus grand soin à l'adaptation du tube de l'embout lorsqu'une grande efficacité des microphones directionnels est attendue (3).

L'adaptation standard ou sur mesure de l'écouteur CRT (Canal Receiver Technology)

Comme nous venons de le voir, pour bénéficier pleinement des avantages du digital Surround Zoom, il est nécessaire de bien positionner le PCA Audéo en choisissant la bonne longueur pour le tube de l'écouteur. Cette taille peut être déterminée par l'outil fourni dans le kit. La taille adéquate est lue par le trait désignant le haut du méat. Figure 7.

L'écouteur utilisé pour Audéo est le même que celui de Savia Art CRT. Une petite modification est cependant nécessaire pour pouvoir le connecter sur Audéo comme le montre la figure 8.

Le fait d'enlever l'écouteur du boîtier apporte des avantages de 2 ordres.

Premièrement, ces avantages sont d'ordre pratique : le gain de place permet d'ajouter un capteur T sur le circuit rendant Audéo compatible avec la FM grâce à MyLink et permet également l'utilisation d'une pile 312 pour une autonomie convenable (10

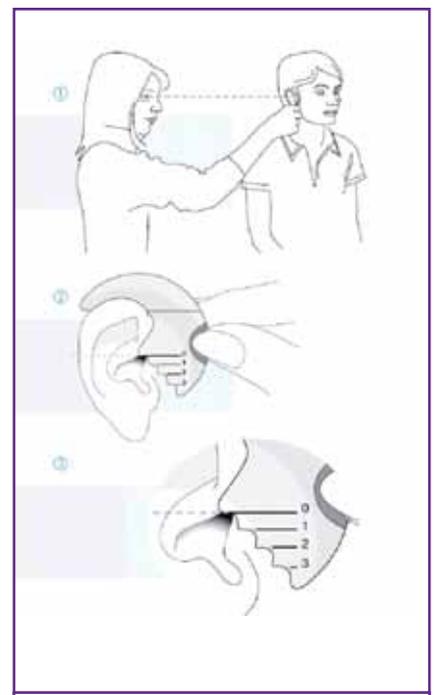


Fig. 7 : Choix de la longueur du tube de l'écouteur. Il est important de prendre la mesure par rapport à la partie supérieure du méat.



Fig. 6 : Positionnement des microphones d'Audéo par rapport aux produits concurrents.

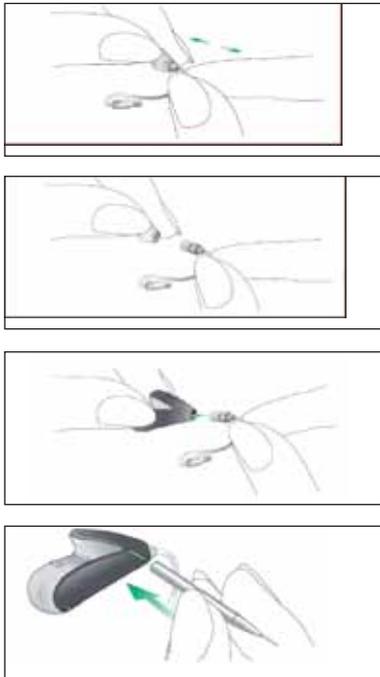


Fig. 8 : Adaptation de l'écouteur de Savia Art CRT sur Audéo.

jours environ) malgré la petite taille du PCA.

Deuxièmement, ces avantages sont d'ordre acoustique : placer un écouteur directement dans le conduit auditif permet d'obtenir une courbe de réponse plus lisse ce qui améliore significativement la qualité sonore de l'aide auditive. L'éloignement entre les microphones et l'écouteur permet aussi un recul de l'effet Larsen donc assure une meilleure stabilité du système tout en assurant une plage de gain utile plus importante.

La cheminée située à la sortie de l'écouteur permet soit une adaptation standard avec les dômes (ouvert, fermé et puissant) soit une adaptation sur mesure avec le tout nouveau micro embout SlimTip.

Ce nouveau système peut être réalisé en acryl dur chez votre prothésiste embout ou en résine UV beige chez Phonak France. Figure 9.

Grâce à cette matrice d'adaptation la plage d'application du PCA Audéo peut être étendue comme le montre la figure 10.

Contrairement à certaines idées reçues, la possibilité de réaliser des adaptations ouvertes n'est pas antagoniste avec le fait d'utiliser des microphones directionnels. L'ouverture du conduit auditif va réduire l'ID des microphones mais uniquement dans les fréquences graves. La directivité du système n'est pas changée dans les fréquences aiguës là où les patients ont le plus besoin de correction notamment dans les cas de surdité en pente de ski avec une bonne conservation des graves. La directivité du système reste néanmoins toujours supérieure à la directivité d'un système omnidirectionnel.⁽³⁾

Un microprocesseur aux performances éprouvées

La dernière innovation Phonak est présentée avec notre nouveau PCA Audéo : Crystal Sound. Ce nouveau paramètre permet d'optimiser la bande passante de l'écouteur et ainsi d'améliorer la qualité sonore et la compréhension des malentendants.

Les patients à qui s'adresse Audéo sont des personnes ayant principalement des pertes auditives en pente de ski avec une bonne conservation des graves. Ces personnes ont des problèmes de compréhension essentiellement dans le bruit, liés à une mauvaise perception des indices acoustiques des consonnes situés dans les fréquences aiguës.

Par une meilleure exploitation des 20 canaux du traitement du signal et une meilleure amplification des sons aigus, Crystal Sound procure une plus grande clarté vocale et conduit ainsi à une acceptation plus facile de la correction auditive.

Le graphe de la figure 12 montre bien le renforcement des aigus ce qui permet d'améliorer la qualité et le confort d'écoute en donnant plus de richesse aux harmoniques de la voix. Aussi, Crystal Sound permet de restituer des indices acoustiques

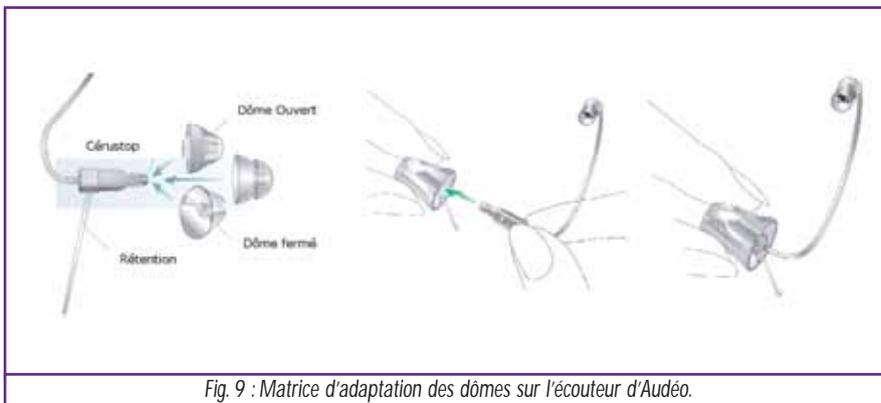


Fig. 9 : Matrice d'adaptation des dômes sur l'écouteur d'Audéo.

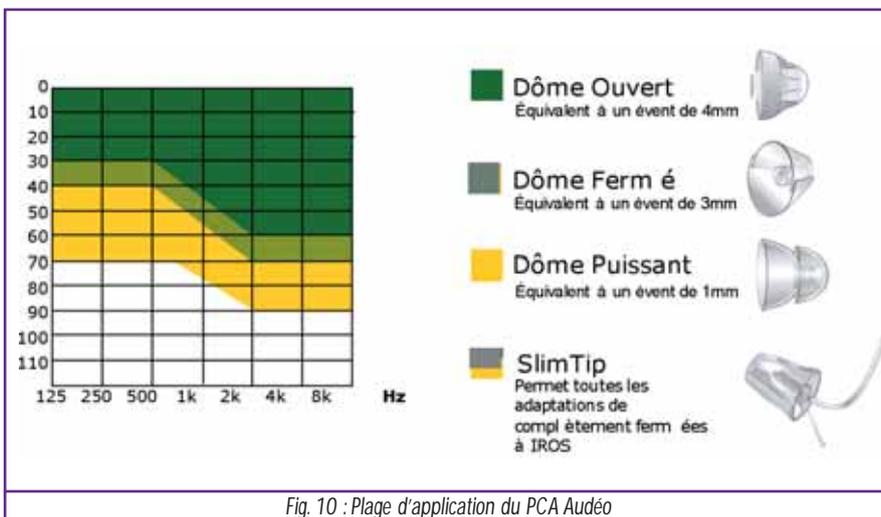


Fig. 10 : Plage d'application du PCA Audéo

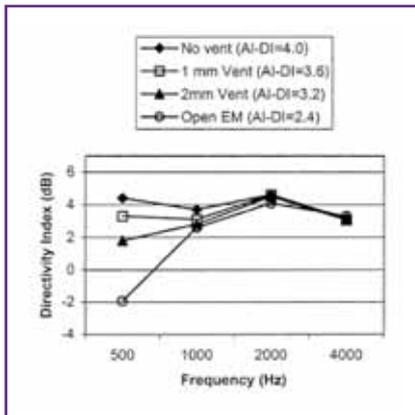


Fig. 11 : Effet de l'évent sur l'indice de directivité. Uniquement la directivité dans les fréquences graves est altérée. (D'après T. Ricketts, Directivity quantification in hearing aids : fitting and measurement effects, 2000)

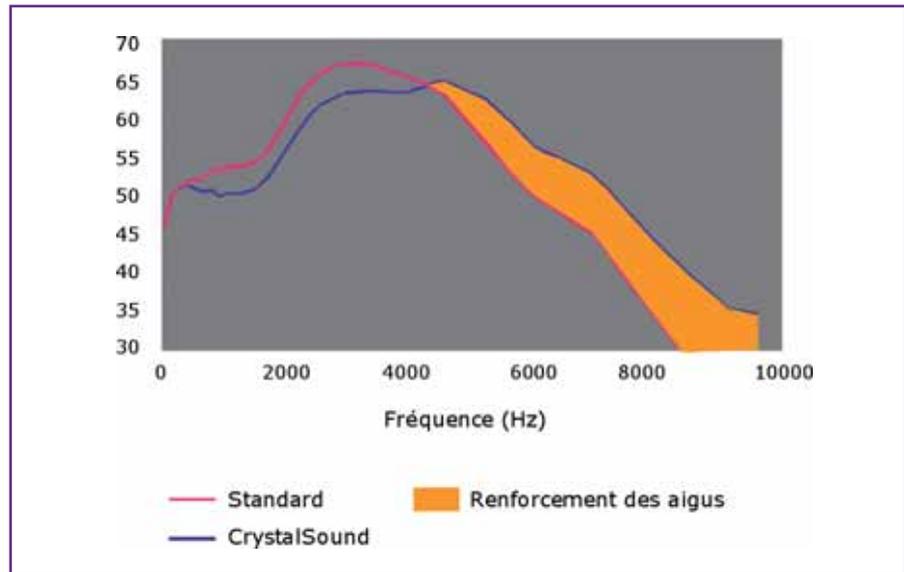


Fig. 12 : Courbes de réponse avec et sans Crystal Sound.

dit « redondants » des phonèmes qui sont situés dans ces fréquences aigues ce qui permet d'améliorer la compréhension dans le bruit des malentendants.

Crystal Sound est optimisé pour les pertes avec une bonne conservation des graves et, plus la perte dans ces fréquences est importante, moins CrystalSound agit sur la courbe de réponse du PCA Audéo.

Vous aurez bien sûr toujours toutes les autres fonctions du traitement BioNumériques du signal et cela dans deux gammes de produit : Audéo IX – Le Haut de Gamme – et Audéo V – Le Juste Milieu. Figure 13

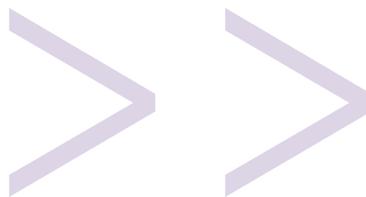
| Fonction | Audéo | |
|---|-------|---|
| | IX | V |
| Audéo est disponible sous deux niveaux de performances: | | |
| CrystalSound Nouvelle fonction unique – elle élargit la bande passante pour la clarté optimale de la parole, une sonorité naturelle et une meilleure acceptation par de nouveaux utilisateurs | ● | ● |
| Digital SurroundZoom Focalisateur adaptatif en 20 canaux – le système microphonique directionnel le plus sophistiqué du marché; il permet de bien entendre et de comprendre facilement dans les plus complexes des situations d'écoute | ● | ● |
| AudioZoom numérique Focalisateur adaptatif à canal unique | ● | ● |
| AutoPilot Classificateur sonore sophistiqué – il a fait ses preuves pour identifier avec précision une multitude d'environnements et sélectionner l'un des quatre programmes de base automatiques, ajustables séparément | ● | ● |
| TriPilot Classificateur sonore avec trois programmes de base automatiques | ● | ● |
| Anti-Bruit à Haute Résolution Contrôle permanent du rapport du signal au bruit (S/B) en 20 canaux indépendants – il réduit sélectivement le gain dans les seuls canaux où le S/B est mauvais, avec une pondération spéciale par l'indice d'articulation afin qu'aucune information vocale importante ne soit perdue | ● | ● |
| Anti-Bruit à Résolution Fine Réduction du bruit avec une résolution de 16 canaux | ● | ● |
| Technologie Anti-Sifflement Système anti-larsen amélioré avec différents niveaux de suppression en fonction du signal et de la probabilité d'apparition du larsen. Les 20 canaux de résolution permettent une activation sélective dans les seuls canaux où cela s'impose | ● | ● |
| Anti-Larsen par Opposition de Phase | ● | ● |
| Real Ear Sound Permet une localisation spatiale précise et rétablit le plaisir de la perception naturelle des sons | ● | ● |
| SoundRelax Supprime les impulsions sonores transitoires à différents niveaux d'entrée, sans affecter le naturel des sons | ● | ● |
| EchoBloc Élimine les composantes réverbérées d'un signal dans un milieu réverbérant | ● | ● |
| Contrôle Anti-Vent Combine des techniques anti-vent mécaniques et électroniques pour que les activités de plein air ne soient pas perturbées par le bruit du vent | ● | ● |
| Correction de Sonie avec télécommande Quand les clients veulent prendre le contrôle. SoundPilot, WatchPilot et KeyPilot sont aussi compatibles | ● | ● |
| DataLogging™™™ DataLogging amélioré – il indique: le temps passé dans chaque programme de base et dans chaque programme manuel, le taux d'utilisation de chaque mode microphonique et l'utilisation des fonctions SoundCleaning | ● | ● |
| Self Learning Détection des changements de gains effectués dans différentes situations et les applique à chacun des quatre programmes de base individuels; Audéo s'adapte ainsi de lui-même avec précision aux goûts et besoins de l'utilisateur | ● | ● |
| AudiogramDirect Audiométrie in vivo pour des appareillages précis | ● | ● |
| Capteur-T et FM (avec MyLink) | ● | ● |

Fig. 13

Bibliographie

- (1) Todd A. Ricketts, Directionnal hearing aids : Then and now, Journal of Rehabilitation Research and development JRRD, Vol. 47, N° 4, p. 133-144, July/August 2005.
- (2) Thompson S.C., Tutorial on microphone technologies for directional hearing aids, the Hearing Journal, Vol. 56, N ° 11, November 2003.
- (3) Ricketts T.A., Directivity quantification in hearing aids : fitting and measurement effects, Ear and Hearing, Vol. 21, p. 45-58, February 2000.
- (4) Brandstein M. and Ward D., Microphone Arrays, éd. Springer, p. 229-253, 2001.
- (5) Vonlathen A. and Arndt H., Hearing instrument technology, éd. Thomson Delmar Learning, 2007 (3ème éd.).
- (6) Calliope, La parole et son traitement automatique, coll. technique et scientifique des télécommunications, éd. Masson, Paris, 1989.
- (7) Virole B., Psychologie de la surdité, coll. Question de personne,  d. DeBoeck Université, Paris, Bruxelles (Belgique), 2000 (2 me  d.).
- (8) Fontanez F. et B raha J.-P., Prothèse auditive et acoustique de la parole, exposé présenté au IVème Audio-Symposium, Zurich, 1997.

*Département Audiologie Phonak
Pour tout renseignement complémentaire
Am lien Debes / Grégory Chanal
04 72 14 50 02*



HANSATON

Rechargeables 3^{ème} génération



Nouvelle station de charge
Contrôles visuels multiples



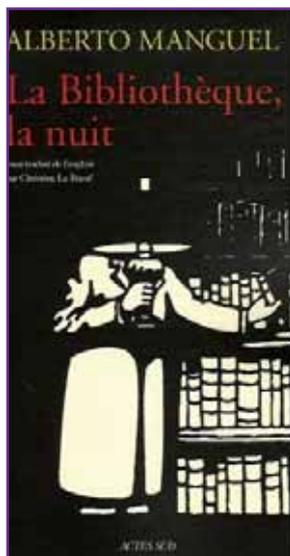
HANSATON

AQ

SYSTEMES AUDITIFS

- > Rechargeables (Accu 13)
- > Autonomie environ 20h
- > Contours, Contours Open et Intra-Auriculaires
- > Circuit de 5^{ème} génération

AUDIOMEDI HANSATON - infos : www.hansaton.de



LA BIBLIOTHÈQUE, LA NUIT

Alberto Manguel

Dans un très beau livre, *La Bibliothèque la Nuit*, A Manguel fait la remarque suivante :

« il ne fait guère de doute, que les traits principaux de notre univers sont la pénurie de sens et l'absence de tout objectif discernable. Et cependant, pleins d'un optimisme stupéfiant, nous continuons d'assembler sous forme de rouleaux, de livres et de microprocesseurs, sur les étagères de bibliothèques matérielles, virtuelles ou autres, les moindres fragments d'information que nous pouvons récolter avec l'intention pathétique de prêter au monde un semblant de sens et d'ordre.... » dans la suite Alberto Manguel se montre d'un réalisme froid lorsqu'il souligne le fait que nous savons au fond de nous-même que ces entreprises sont vouées à l'échec. Mais il se demande tout aussi rapidement : « Alors pourquoi le faire ? ». Comme stimulant

intellectuel l'auteur cite R. L. Stevenson qui se demandait il y a plus d'un siècle à ce sujet : « que dans un domaine d'où le succès est banni,... » il trouvait encourageant et touchant que : «... notre race n'abandonne pas l'effort ». Dans un très beau style l'auteur souligne qu'il éprouve un plaisir formidable à se perdre dans ses rayonnages encombrés avec la conviction superstitieuse qu'un empilement de lettres ou de chiffres le mènera un jour à une destination promise. Il nous dit que ses livres « lui offre sans rien exiger de (lui) toute sortes d'illuminations ». Ce livre va-t-il devenir le livre de chevet des collégiens qui, pour certains, sont tentés par l'aventure intellectuelle de constituer un lieu de savoirs scientifiques et techniques un lieu où entreposer des documents ainsi que des moyens de travail et de documentation ?

Ces lieux il faut le souligner ne sont pas perçus avec la même finalité pour les uns et pour les autres. Pour certains d'entre nous c'est une nécessité qui doit permettre à tous de venir se documenter pour d'autres ce serait plutôt la mémoire de ce qui constitue les bases de notre connaissance et les ouvertures ou l'horizon de notre connaissance actuelle.

Nous pourrions demander à chacun d'entre vous ce qu'il pense de cette idée. Quel en est l'intérêt, où cela doit-il être fait comment y accéder ? Qui doit y accéder ? quel financement ? Cela même

vaut-il la peine de se donner du mal et de dépenser beaucoup d'énergie alors que finalement rares sont les professionnels qui s'impliquent dans des travaux nécessitant l'accès à une bibliothèque ?

Mais, on peut aussi avoir une idée différente et rechercher en permanence ce qui constitue au-delà des revues scientifiques de haut niveau traitant directement de l'audiologie et des domaines connexes ce qui présenterait de l'intérêt pour des gens qui ne sont pas à proprement parler des chercheurs mais qui sont des gens préoccupés par l'avenir de notre travail, par la direction et le sens des recherches, par l'évaluation de ce qui se produit chez nous, par la nécessité de construire de temps à autre des synthèses qui nous éclairent sur l'importance de certains sujets, par le fait de faire émerger de nouveaux territoires. Les équipes impliquées dans la quête de constructions scientifiques rigoureuses d'ensembles porteurs de sens pour notre avenir ont de toute évidence la plupart du temps les outils pour collecter les informations sur les sujets nous le savons bien. Ce qui nous intéresse c'est le travail incessant de synthèse pour donner une forme appréhendable par des non-spécialistes qui nous apparaît comme une nécessité importante pour notre avenir.

Nous sommes nous même impliqués dans cette quête incessante d'ouvrages matériels ou virtuels qui nous permettent

de travailler sur des thématiques sensibles. Peu importe le temps pour y parvenir et il est très long c'est tout ce que l'on peut dire. Il peut devenir volatile n'avons-nous pas dû faire à un incendie le 1er janvier 2000 qui a failli détruire une partie de notre bibliothèque. Elle n'avait pas la valeur de la bibliothèque d'Alexandrie et pourtant quel malheur ceci eut été. Mais, malgré ces expériences nous n'avons toujours pas trouvé de solution de sauve-garde en dehors de la copie d'ouvrages in extenso ce qui est très long et que seul Google et d'autres dans la foulée saurons prendre en charge. Pour nous ces risques, nous ont néanmoins fait prendre conscience que même si nous n'étions pas détenteur de précieux manuscrits ces synthèses dont certaines sont peu connues offre une opportunité formidable et unique de découverte de mise en question des savoirs qui structurent notre univers professionnel.

Mais, pour que ce travail de recherche et de mise en rayon ait un sens, il faut aussi que des synthèses émergent et que des travaux de mise en question, de réappropriation et de réactualisation des connaissances soient réalisés. Ce type de travail reste un travail dont l'engagement nécessite un intérêt et un investissement personnel pour les sujets traités. De ce type de démarche nous aurons un magnifique exemple dans les deux numéros des Cahiers qui vont suivre ce numéro. F. Degove

CYCLE DE FORMATION POST-UNIVERSITAIRE

Année 2007

L'appareillage de l'enfant

Le thème de l'Enseignement Post-Universitaire, initié en 1996 par le Collège National d'Audioprothèse avec le concours des Directeurs des enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, est cette année : **"l'appareillage de l'enfant."**

Ce cycle, qui traitera des aspects pratiques et quotidiens de l'acte prothétique, se veut ouvert à tous les professionnels en charge d'enfants déficients auditifs et est conçu pour traiter de façon simple et concise l'ensemble des éléments qui interviennent lors de la prise en charge prothétique.

Cette manifestation aura lieu les **Vendredi 7 et Samedi 8 Décembre 2007** dans les locaux de la CITE DES SCIENCES ET DE L'INDUSTRIE au Centre des Congrès de LA VILLETTE 30, avenue Corentin Cariou à PARIS (19^{ème})

et sera rehaussée par une exposition des industriels fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et d'audiophonologie et de matériels implantables. Le pré-programme est le suivant :

VENDREDI 7 DÉCEMBRE

8 h 00
Accueil des participants

8 h 45 - 9 h 00
Introduction à l'EPU 2007
E. Bizaguet, Paris
Président du Collège National d'Audioprothèse

Séance du matin

9 h 00 - 10 h 00
Pourquoi l'appareillage est-il indispensable pour le développement neuro-anatomophysio-linguistique de l'enfant déficient auditif ?
Pr B. Godey, oto-rhino-laryngologiste, Rennes

10 h 00 - 11 h 00
Comment l'audioprothésiste interprète et exploite les éléments du diagnostic médical ?

- Situation du dépistage
- Conditions du diagnostic
- Eléments du bilan ORL
- Bilans complémentaires
- Bilans étiologique et génétique

E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris

11 h 30 - 12 h 30
Quelle place pour l'audioprothésiste dans l'équipe pluri-disciplinaire ?

- L'équipe pluri-disciplinaire
- Information, éducation prothétique
- Le rôle de l'audioprothésiste

C. Renard, audioprothésiste, Lille

Séance de l'après-midi

14 h 30 - 15 h 15
Comment l'audioprothésiste prend en charge l'enfant et sa famille lors du bilan d'orientation prothétique ? (1^{ère} partie)

- Le premier rendez-vous...
- Ecoute de la famille, recueil des informations
- Quelles réponses aux questions des parents ?

P. Estoppey, audioprothésiste, Lausanne

16 h 00 - 17 h 30
Comment l'audioprothésiste prend en charge l'enfant et sa famille lors du bilan d'orientation prothétique ? (2^{ème} partie)

- Le bilan audiométrique d'orientation

- Les conditions matérielles et les compétences

T. Renglet, audioprothésiste, Bruxelles
A. Vinet, audioprothésiste, Paris
F. Lefevre, audioprothésiste, Rennes

SAMEDI 8 DÉCEMBRE

8 h 30
Accueil des participants

Séance du matin

9 h 00 - 10 h 00
Comment l'audioprothésiste définit sa prise en charge et décide de son choix prothétique ?

- Les éléments pour faire ce choix
 - Les spécificités du champ auditif de l'enfant
 - La stratégie d'amplification
 - La prise d'empreinte
- B. Azéma, audioprothésiste, Paris

10 h 00 - 10 h 45
Quand et comment adapter les appareils? (1^{ère} partie)

- Les conditions de la délivrance
- Les tests de contrôle immédiat

- La nécessaire cohérence clinique
E. Hans, audioprothésiste, Montbéliard
F. Le Her, audioprothésiste, Rouen

11 h 15 - 12 h 00
Quand et comment adapter les appareils ? (2^{ème} partie)

- Les conditions de la délivrance
- Les tests de contrôle immédiat
- La nécessaire cohérence clinique

E. Hans, audioprothésiste, Montbéliard
F. Le Her, audioprothésiste, Rouen

Séance de l'après-midi

13 h 30 - 15 h 00
Quel suivi prothétique en fonction de l'enfant et de sa famille ?

- Les règles du suivi
- Les tests du contrôle permanent
- Les informations de la famille et de l'équipe
- L'interprétation des résultats en fonction de la surdité
- L'évolution de l'appareillage en fonction de ces données

F. Lefevre, audioprothésiste, Rennes
E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris

15 h 30 - 17 h 00
Quelle conduite à tenir en fonction de l'évolution de l'enfant appareillé ?

- Les aides complémentaires (hf...)

- Les limites de l'appareillage
- L'indication de l'implant cochléaire

F. Vignault, audioprothésiste, Toulouse
J-F. Vesson, audioprothésiste, Lyon

17 h 00 - 17 h 15
Synthèse, conclusion et introduction à l'EPU 2008
C. Renard, audioprothésiste, Lille
E. Bizaguet, audioprothésiste, Paris

Clôture de l'EPU

Pour tout renseignement, merci de vous adresser à Danièle Korba - Collège National d'Audioprothèse 10, rue molière - 62220 Carvin
Tél. : 03 21 77 91 24
Fax : 03 21 77 86 57
college.nat.audio@orange.fr
www.college-nat-audio.fr ■



Si vous cherchez l'aide auditive la plus performante du segment moyen de gamme, sachez que AIKIA de Widex impose un nouveau standard.

La série d'aides auditives AIKIA™ renferme la toute dernière technologie exclusive de Widex, le Traitement Intégré du Signal. Cette technologie avancée de Widex permet d'obtenir une performance particulièrement équilibrée.

Cette technologie est particulièrement efficace pour garantir une meilleure audition en situations bruyantes, et impose, de ce fait, un nouveau standard pour les aides auditives du segment moyen de gamme.

Trois pierres angulaires constituent la base du Traitement Intégré du Signal de la série AIKIA :

ANALYSE DU SON DETAILLEE
TRAITEMENT DU SON FLEXIBLE
OPTIMISEUR AUTOMATIQUE

WIDEX[®]
ACOUREX

14-16 rue du Taille Fer - Z.A. Les Pouards - 91160 CHAMPLAN
Tél: 01 69 74 17 40 - Fax 01 69 74 17 41



ENTENDRE DANS LE BRUIT

AVEC LE TRAITEMENT INTEGRE DU SIGNAL™



ANALYSE DU SON DETAILLÉE

L'analyse précise et détaillée des divers environnements d'écoute de l'utilisateur garantit que vos patients bénéficient d'un son confortable et naturel.

Caractéristiques principales :

- ▼ Système d'analyse du son
- ▼ Dépistage spatial du feedback
- ▼ Journal sonore avec enregistrement de données

TRAITEMENT DU SON FLEXIBLE

Une technologie avancée qui aide à mieux entendre dans le bruit.

Caractéristiques principales :

- ▼ Système d'intensification de la parole
- ▼ Locator AIKIA™
- ▼ Compression Dynamique Gamme Extra Large (EDRC)

OPTIMISEUR AUTOMATIQUE

Permet à tous les systèmes et à tous les processus de AIKIA de fonctionner de façon optimale en fonction des besoins et des souhaits de l'utilisateur.

Caractéristiques principales :

- ▼ Appariage des microphones points multiples
- ▼ EcoTech II
- ▼ Plusieurs programmes d'écoute
- ▼ Personnalisation

Ces trois pierres angulaires sont coordonnées par l'Intégrateur Dynamique™ afin d'offrir une performance optimale, immédiate et régulière à chaque instant.

Sur le plan technologique, l'aide auditive AIKIA est unique en son genre, simple à adapter et à utiliser, et offre en outre une flexibilité absolue. C'est la sophistication dans toute sa simplicité.

Pour en savoir plus: www.widex.com

widex  AIKIA™
life in balance*

DIPLOME D'UNIVERSITÉ D'AUDIO- PHONOLOGIE ET OTOLOGIE DE L'ENFANTS

Année 2007-2008

Service d'ORL
Pédiatrique et de
Chirurgie Cervico-faciale

Hôpital d'Enfants
Armand-Trousseau

Directeur d'enseignement :
Pr E.N. Garabédian

Responsable de l'ensei-
gnement : Dr N. Loundon,
Dr L. Moatti (audiophonolo-
gie), Pr F. Denoyelle,
Dr G. Roger (otologie)

Ouvert aux médecins ORL,
phoniâtres, médecins de
centre spécialisés, orthopho-
nistes, psychologues, profes-
seurs de sourds, instituteurs
spécialisés.

Comportant un tronc
commun obligatoire d'audio-
phonologie et une option
otologie réservée aux méde-
cins ORL.

Organisation de l'enseigne-
ment sur 9 vendredis entre
novembre 2007 et juin 2008
(cours théoriques et cours
pratiques) avec clôture du
diplôme par examen écrit.

Frais d'inscription :
90 euros (Internes : 440 euros).
Recommandé par le Comité

Français du bureau
International
d'Audiophonologie.

Renseignements :
Secrétariat,
Tél : 01 44 73 67 83 ou
01 44 73 61 86
Fax : 01 44 73 61 08

Clôture des inscriptions :
16 novembre 2007.

Agrément Formation
Médicale Continue, Agrément
Formation Permanente. ■

Offres d'emplois)



Christian RENARD
recherche
pour un laboratoire
dans le NORD DE LA FRANCE

UN(E) AUDIOPROTHÉSISTE

POSTE A TEMPS PLEIN EN CDI

- Formation assurée
- Rémunération motivante

Contactez directement :
Christian RENARD
au 03.20.57.85.21

Rejoignez-nous



Starkey, acteur mondial sur le marché de
l'audiologie et n°1 mondial des intra-
auriculaires, recrute dans le cadre de
sa forte croissance en France et à
l'International, des :



ASSEMBLEURS H/F pour son site de Créteil (94) Service Fabrication intra-auriculaires

*Vous possédez déjà une première expérience dans le domaine ?
Vous souhaitez rejoindre le 1er fabricant mondial d'intra-auriculaire ?
Vous souhaitez travailler avec les dernières technologies et techniques ?*

- ▶ Nanotechnologies,
- ▶ Technologies surpuissantes ULTRA,
- ▶ AFI : Technologie de suppression du Larsen,
- ▶ Modeling 3D et impression des coques laser, etc...

**Rejoignez-nous ! Les postes sont à pourvoir dès que possible.
Rémunération selon profil et expérience.**

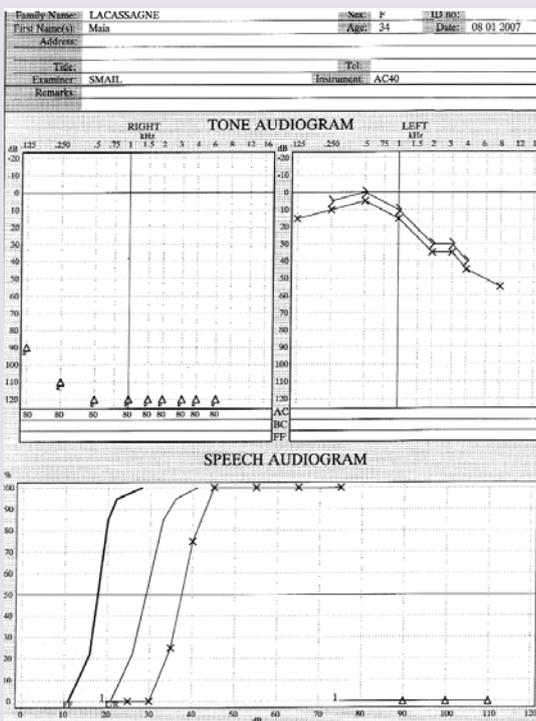
Merci d'envoyer votre candidature et vos prétentions salariales
par courrier à Sandra MARTINET
STARKEY FRANCE 23 Rue Claude Nicolas Ledoux 94000 CRETEIL
ou par mail : sandra_martinet@starkey.fr. Confidentialité assurée.

DES VERTIGES CHEZ UNE PATIENTE PRÉSENTANT UNE ATTEINTE AUDITIVE UNILATÉRALE ANCIENNE

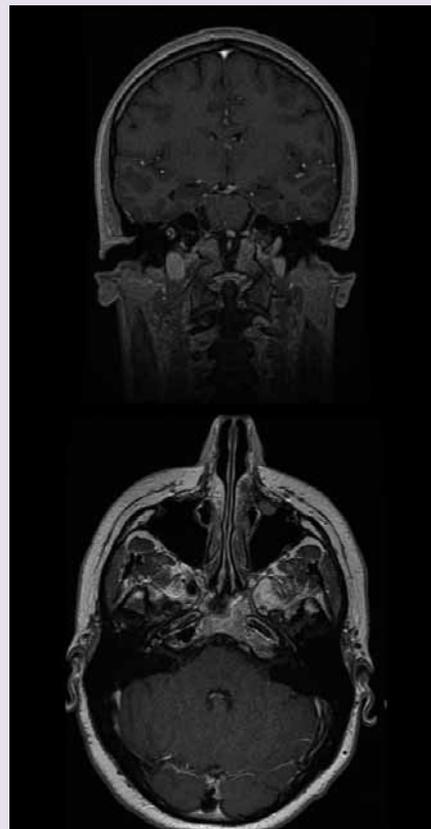
Une patiente âgée de 34 ans consulte pour des troubles de l'équilibre évoluant depuis 3 mois. Elle a présenté il y a une dizaine d'années une surdité rapidement progressive du côté droit qui a évolué vers la surdité totale. Le bilan radiologique qui avait été réalisé n'avait authentifié aucune anomalie. Son audition est discrètement altérée sur les fréquences aiguës à gauche et il existe une surdité totale à droite.

Quel diagnostic faut-il suspecter ?

L'apparition de troubles de l'équilibre chez une patiente présentant une surdité totale unilatérale fait suspecter un processus évolutif en particulier tumoral. L'imagerie qui a été réalisée : IRM avec injection de Gadolinium, a permis de visualiser une lésion de la cochlée : prise de contraste intra-cochléaire visible en coupes coronale et axiale :



L'examen vestibulaire objective une areflexie unilatérale droite non compensée.



Didier Bouccara, Service d'ORL du Pr Olivier Sterkers, Hôpital Beaujon, AP-HP, 92110, Clichy

Cas clinique 2)

COMMENT INTERPRÉTEZ-VOUS CETTE IMAGE ?

Mr. H, 44 ans se plaint d'une otalgie. L'examen otoscopique est le suivant: Que constatez-vous? Que proposez vous?



Dr. N Loundon, Service d'ORL et de chirurgie cervico-faciale, Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris, France

COMMENTAIRES

Cette observation illustre l'intérêt de renouveler une imagerie fine du rocher en cas de surdité totale ancienne, ce d'autant qu'il apparait d'autres symptômes. Les schwannomes (neurinomes) intra cochléaires sont rares, mais leur identification nécessite une analyse fine de l'imagerie de l'oreille interne. Leur croissance secondaire peut en effet se faire vers le conduit auditif interne et l'angle ponto-cérébelleux. Leur identification précoce permet de réaliser leur ex rese avec un maximum de chance de préservation de la fonction faciale.

Didier Bouccara, Service d'ORL du Pr Olivier Sterkers, Hôpital Beaujon, AP-HP, 92110, Clichy.

Cas clinique 2)

C'est une myringite bulleuse. Il s'agit d'une infection virale donnant une lésion bulleuse de la partie superficielle du tympan.

- Col du marteau
- Bulle superficielle
- Manche du marteau
-  panchement rétro tympanique

EXAMENS   ENVISAGER

Consultation médicale

RÉSULTATS

L'examen général est le plus souvent normal.

TRAITEMENT

La myringite bulleuse est douloureuse mais sans gravité. La guérison est spontanée. Un traitement local antalgique est proposé. Ici il existe aussi un aspect séreux du tympan qu'il conviendra de surveiller.

POUR L'AUDIOPROTHÉSISTE

En cas de patient appareillé, la survenue d'une myringite contre indique temporairement le port de l'appareil auditif.

Dr. N Loundon, Service d'ORL et de chirurgie cervico-faciale, Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris, France

CENTRA Active™

Soyez exigeants !



CENTRA Active™

L'aide auditive d'exception



Taille réelle

SoundSmoothing™ / DataLearning™ / e2e™ / Rechargeable / Réhaussement phonétique / Réduction du bruit / Traitement de la parole et du bruit (TPB)
Anti Larsen adaptatif exclusif / Détection automatique des situations (y compris de la musique) / Réducteur du bruit de vent 2^e génération
Réduction du bruit micro / Emergence rapide de la parole / Décalage de la dynamique de sortie / AquaProtect™ / Protège micros clipsable / Water resistant
Membrane type GoreTex™ / C-Guard™ / nanoProtect™ / RIC (Receiver in the Canal) 2^e génération / Tubes écouteurs coudés / Contact écouteur à 3 points
Dômes souples ouverts et fermés / Connexion par balayette / Embout fermé en option / Arrêt automatique / Chargeur intelligent / Télécommande ePocket™
Pour pertes auditives légères à moyennes / Gain 55dB / Niveau de sortie 118dB / Directionnel TwinMic / Pile 13
Puissance évolutive pour pertes moyennes à sévères.

Écologique, économique, sûr, efficace, esthétique, performant, intelligent, sécurisé
CENTRA Active de Siemens, soyez exigeants !

www.siemens-audiologie.fr

SIEMENS

FAITES L'EXPERIENCE

DESTINY 1600 : NOUVEAU TRES HAUT DE GAMME apporte la puissance et la rapidité de la nFusion Technology, truffée des éléments les plus intelligents jamais conçus et l'infinie précision des nanotechnologies. Destiny 1600 est doté des traitements de signaux du Destiny 1200 tels que l'AFI, l'Acoustic Signature, le DSD, etc...

En plus, Destiny 1600 est équipé de 4 nouvelles fonctions révolutionnaires : les **Mesures In-Vivo intégrées**, les **Signaux vocaux** multilingues, le **Self Check** (Auto-diagnostic), le **Rappel de rendez-vous** et l'**Auto Adaptation**.

Signaux vocaux

Pour la première fois, nous proposons une option vocale, avec une voix masculine ou féminine et un large choix de langues, qui informe votre patient sur le statut de son aide auditive : pile faible, mode programme ou téléphone, etc...

Self Check

Il suffit d'ouvrir et de refermer le tiroir pile trois fois pour activer le contrôle du microphone, du circuit et de l'écouteur, donnant au patient une indication sur l'état des composants de l'aide auditive. Les Audioprothésistes peuvent accéder à plus d'informations avec Inspire OS 2.0.

Rappel de rendez-vous

Pour aider vos patients à se souvenir des visites de maintenance et de contrôle, nous avons intégré une fonction vous permettant de programmer un rappel vocal dans Destiny 1600.

Auto Adaptation

Protocole fournissant une routine claire, complète et automatisée pour un résultat à partir de données auditives réelles en moins de trois minutes.



Destiny™

1600