

Les
Cahiers
de

l'Audition

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES

ISSN 09803483 - Volume 23 - Mai-Juin 2010 - Numéro 3

> **Les microphones directionnels :**

Revue de technologie

> **La surdité moyenne :** étiologie,
évaluation linguistique et scolaire

> **La communication
inter-prothétique**

améliore-t-elle seulement
la manipulation ?

**Acouphènes, surdités moyennes,
technologies : nouveaux éclairages**



widex mind220TM
le plaisir d'entendre

Des fonctionnalités étoffées

pour une aide auditive

d'entrée de gamme,

c'est possible !



SOMMAIRE

Les Cahiers
de l'Audition

Mai/Juin 2010
Volume 23 - Numéro 3

Sommaire

Éditorial

Paul Avan 3

Dossier

La surdité moyenne : étiologie, évaluation linguistique et scolaire
V. Mancilla, Ch Decaestecker, Ch Ligny, L. Matagne, P. Simon, I. Courtmans 5

Influence de l'appareillage auditif sur le spectre des acouphènes
K. Adjout, A. Norena, H. Thai-Van, L. Collet..... 11

Microphones directionnels : Revue de technologie
Jean-Baptiste Delande, Alexandre Gault..... 17

La communication inter-prothétique améliore t-elle seulement la manipulation ?
Carl Schleicher 26

Veille technologique

Unitron - Siemens 39

Livres et commentaires

François Degove 41

Enseignement post universitaire 2009

Cycle de formation psychoacoustique et surdité - Applications prothétiques 45

Informations

EPU 2010 - ACFOS..... 48

Publication de la S.A.R.L. GALATÉE

Gérant et directeur de la publication Daniel CHEVILLARD - 12 ter, 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** Pr. 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 - acocez@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 71 90 83
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 - contact@laborenard.fr **Service Abonnements Editions Elsevier**
Masson SAS 62, rue Camille DESMOULINS - 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 **Dépot Légal à date de parution** Mai/Juin 2010
Vol. 23 - N°3 - Imprimé par Néo-typo - Besançon **N°cappap 0411 T 87 860** Indexée dans : EMBASE / Excerpta Medica.

Liste des annonceurs

Ocep - Oticon - Phonak -
Siemens Starkey - Widex
Acourex

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.

Cahiers de l'Audition

Gérant : Daniel CHEVILLARD

Publicité : Christian RENARD

Conception - Réalisation : MBQ

Rédacteur en Chef : Pr. Paul AVAN

Rédacteurs :

François DEGOVE & Arnaud COEZ

Comité de rédaction

Audiologie Prothétique :

**Techniques d'appareillage,
d'évaluation et de contrôle**

de l'Adulte et de l'Enfant :

Arnaud COEZ - Thierry RENGLLET

**Phonétique appliquée & audiométrie
vocale :** Frank LEFEVRE

Audiologie Médicale :

Docteur Jean-Louis COLLETTE

Professeur Paul DELTENRE

Audiologie Expérimentale :

Pr. Christian LORENZI

Stéphane GALLEGRO

Stéphane GARNIER

**Orthophonie Education et Rééducation
de la Parole et du Langage :**

Annie DUMONT

Veille Technologique :

Robert FAGGIANO

Dossiers, Documents,

Bibliographie & Communication :

Bernard AZEMA - Arnaud COEZ

François DEGOVE - Philippe LURQUIN

Benoît VIROLE

Comité associés :

**Comité de Lecture : Au titre de la
Société Française d'Audiologie :**

Président :

Professeur Bruno FRACHET

Comité O.R.L. Audiophonologie :

Responsable :

Professeur Alain ROBIER

Adjoints :

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

Au titre de Présidents des Syndicats

Professionnels d'audioprothésistes :

Patrick ARTAUD - Francine BERTHET

Frédéric BESVEL - Benoit ROY

**Au titre de Membres du Comité Euro-
péen des Techniques Audiologiques :**

Herbert BONSEL - Franco GANDOLFO

Heiner NORZ - Patrick VERHEYDEN

**Au titre de Directeurs de l'Enseigne-
ment de l'Audioprothèse et de D.U. :**

Professeur Lionel COLLET

Joël DUCOURNEAU

Professeur Pascale FRIANT-MICHEL

Professeur Alexandre GARCIA

Professeur Benoit GODEY

Professeur Jean-Luc PUEL

Professeur Claude SIMON

Professeur Patrice TRAN BA HUY

**Au titre 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 Martine OHRESSER

Docteur Sophie TRONCHE

Les Cahiers de l'Audition sont publiés sous l'égide scientifique du Collège National d'Audioprothèse

10, rue Molière 62220 CARVIN

Tél. : 03 21 77 91 24

Fax : 03 21 77 86 57

www.college-nat-audio.fr

Président : Eric BIZAGUET

Premier Vice-Président :

Frank LEFEVRE

Deuxième Vice-Président :

Christian RENARD

Présidents d'Honneur :

Jacques DEHAUSSY

Xavier RENARD

**Au titre de Membres du Collège
National d'Audioprothèse :**

Kamel ADJOUT

Patrick ARTHAUD

Jean-Claude AUDRY

Bernard AZEMA

Jean BANCONS

Jean-Paul BERAHA

Hervé BISCHOFF

Geneviève BIZAGUET

Jean-Jacques BLANCHET

Daniel CHEVILLARD

Arnaud COEZ

Christine DAGAIN

Ronald DE BOCK

Xavier DEBRUILLE

François DEGOVE

Jean-Baptiste DELANDE

Jean-Pierre DUPRET

Charles ELCABACHE

Robert FAGGIANO

Thierry GARNIER

Stéphane GARNIER

Grégory GERBAUD

Eric HANS

Bernard HUGON

Jérôme JILLIOT

Yves LASRY

Stéphane LAURENT

François LE HER

Maryvonne NICOT-MASSIAS

Jean OLD

Georges PEIX

Benoit ROY

Claude SANGUY

Philippe THIBAUT

Jean-François VESSON

Frédérique VIGNAULT

Alain VINET

Paul-Edouard WATERLOT

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

Roberto CARLE

Léon DODELE

Philippe ESTOPPEY

André GRAFF

Bruno LUCARELLI

Leonardo MAGNELLI

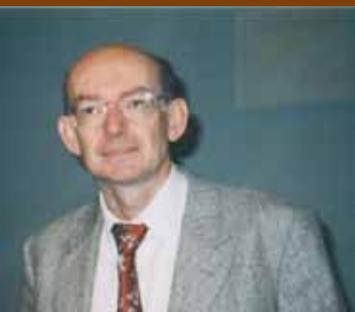
Carlos MARTINEZ OSORIO

Thierry RENGLLET

Juan Martinez SAN JOSE

Christoph SCHWOB

N°3/2010



Acouphènes, surdités moyennes, technologies : nouveaux éclairages

Paul Avan - Rédacteur en Chef

Dans le domaine de l'audition, de nombreuses questions sont récurrentes telles celles abordées dans le présent numéro, beaucoup croient en connaître les réponses mais les données expérimentales, les approches techniques, médicales et même pédagogiques évoluent, et elles évoluent vite... Plus que jamais, se tenir à jour conditionne notre efficacité.

Si l'absence de programme de dépistage structuré peut parfois ne pas résulter en un trop grand retard d'identification des surdités profondes, les surdités moyennes, bien que d'appareillage généralement très simple et rapidement efficace avec les moyens de 2010, sont celles qui sont diagnostiquées le plus tardivement. L'équipe du centre Comprendre et Parler de Bruxelles avec V.Mancilla, I.Courtmans et collègues, à partir de son expérience sur une cohorte de grande taille, nous démontre que, dans la majorité des cas, la scolarité de ces enfants se déroule de manière profondément et durablement perturbée. Leur étude apporte une contribution importante au plaidoyer pour un dépistage auditif et une prise en charge précoces en vue d'une véritable intégration scolaire, sans perte de temps synonyme de perte de chance.

L'image de l'acouphène souffre, parmi les professionnels comme dans le public, de la connotation paniquante associée à un problème insoluble. On oublie trop souvent que l'acouphène est associé à une perte auditive dont l'appareillage peut améliorer grandement le vécu. Kamel Adjout nous présente la synthèse d'un important travail récent de l'équipe CNRS de Lyon qui apporte des éléments explicatifs à ce fait en termes modernes : neurophysiologique, grâce à la plasticité neuronale, et neuropsychologique, grâce à l'information et la prise en charge adaptée du handicap de surdité. Et de l'explication à l'action, il n'y a plus qu'un pas que K. Adjout nous invite à franchir !

Jean-Baptiste Delande et Alexandre Gault nous parlent d'aides auditives « directionnelles », guillemets justifiés par la grande diversité d'approches du concept, et une diversité non moins importante des performances résultantes. Ils nous expliquent pourquoi le choix n'est pas anodin dans le résultat prothétique immédiat et permanent. Ici encore un choix informé permet une action plus efficace.

Toujours à la frontière entre nouvelles technologies et performance, Carl Schleicher examine le cas des systèmes de communication inter-prothétiques en relation avec la physiologie de la localisation sonore, et pour son étude il s'appuie sur des tests faisant appel à l'exploitation d'indices binauraux. Ceci lui permet de quantifier un bénéfice qui va au-delà de la simple manipulation. Ainsi la mise en œuvre d'approches nouvelles, du dépistage au diagnostic, à la rééducation et à l'appareillage, petit pas par petit pas, peut réellement ouvrir des perspectives nouvelles.

Paul Avan

Une extension de la bande passante est mesurable

SoundRecover est vraiment audible

Les oreilles préfèrent SoundRecover

NOUVEAU: SoundRecover est maintenant disponible dans Certéna Art, Versáta Art et dans le fascinant Audéo ZIP

SoundRecover est le seul moyen avéré pour réentendre tous les sons de la vie. Tous vos patients peuvent désormais en bénéficier, quels que soient leur perte auditive, leur style de vie, leur budget, leur âge ou leurs goûts. Vos patients vous remercieront de leur faire découvrir SoundRecover.

PHONAK

life is on

La surdité moyenne : étiologie, évaluation linguistique et scolaire.

V. Mancilla ¹, Pédiatre, **Ch Decaestecker** ², **Ch Ligny** ¹, Neuropsychiatre

L. Matagne ¹, Audiologiste, **P. Simon** ¹, ORL, **I. Courtmans** ¹, ORL

¹ Centre Comprendre et Parler, Centre de réadaptation ouïe et parole, rue de la Rive 101, 1200 Bruxelles.

² Laboratoire de Toxicologie, Institut de Pharmacie, Université Libre de Bruxelles, ULB. Maître de Recherche au Fonds National de la Recherche Scientifique (Bruxelles, Belgique).

Résumé

Ce travail a été réalisé au Centre Comprendre et Parler, structure spécialisée dans le suivi d'enfants sourds à Bruxelles depuis 1965. Nous avons été interpellés par l'évolution de certains enfants présentant une déficience auditive moyenne et dont le développement linguistique les empêchait de suivre une scolarité classique. Nous avons analysé leur évolution et recherché les facteurs qui peuvent expliquer leur retard de développement linguistique malgré un gain prothétique adéquat.

97 enfants présentant une surdité moyenne ont été évalués au niveau de l'étiologie de l'hypoacousie, de leur niveau linguistique et scolaire. La fréquence retrouvée est de 59 % pour les causes génétiques, 12 % pour les causes extrinsèques et 29 % pour les causes inconnues.

L'âge moyen de diagnostic de la déficience moyenne en l'absence de dépistage est de 3 ans et 8 mois.

Au niveau scolaire, seuls 43 % des enfants sont intégrés sans difficulté dans l'enseignement ordinaire. Le niveau de scolarité et le quotient de développement linguistique sont directement influencés par un éventuel bilinguisme et par la présence d'un handicap psychosocial.

Par ailleurs, le développement linguistique est significativement meilleur si l'appareillage se réalise avant 3 ans et demi, ce que nous n'obtenons pas en l'absence de dépistage auditif.

1

Introduction

En période néonatale, un à deux nouveaux-nés pour mille sont atteints d'une surdité congénitale ou acquise ¹. Chez le bébé, la perte auditive moyenne est la plus fréquente. Ainsi, grâce au dépistage auditif précoce pratiqué en Autriche, une étude a démontré que 52,7 % des nouveaux-nés déficients auditifs présentaient une surdité moyenne ². Dans une population de 1060 nouveaux-nés à risque, Hess a démontré que la perte auditive moyenne était la plus fréquente ³. De même, Fortnum au Royaume-Uni retrouve 53 % de surdité moyenne dans une population de 17 600 enfants sourds ⁴.

En l'absence de dépistage auditif néonatal, la surdité moyenne est mise en évidence tardivement car les réactions auditives semblent peu perturbées dans les premières années de vie. Un retard de langage est souvent le premier signe révélant la surdité moyenne. Plusieurs études témoignent d'un diagnostic tardif (autour de 4 ans), en l'absence de dépistage auditif systématique. Ainsi, Finckh-Kramer a observé un âge de diagnostic de 52 mois et Mason de 48 mois ^{5,6}.

L'impact de la perte auditive moyenne sur le développement linguistique et ses répercussions sur la scolarité sont importants. Ceci est particulièrement vrai lorsque la prise en charge multidisciplinaire est tardive. Bess décrit des problèmes de reconnaissance de la parole dans le bruit ainsi que des difficultés scolaires et psychosociales chez les enfants présentant une déficience moyenne unilatérale (> 40 dB HL) ⁷. Nekahm démontre que le dépistage permet le diagnostic précoce des pertes auditives moyennes ⁸. Le National Institute of Health en 1993 recommandait un dépistage universel de la surdité avant 3 mois et une prise en charge avant 6 mois ⁹. Au vu de ces études, le dépistage auditif est primordial afin de réaliser un suivi précoce et efficace de tous les types de surdités.

Dans la communauté flamande de Belgique, Kind en Gezin (organisme de protection de la petite enfance) organise depuis 1998 un dépistage systématique de la surdité par potentiels évoqués auditifs automatisés (ALGO) au domicile des parents ¹⁰. Dans la partie francophone de la Belgique, un dépistage auditif en maternité avec financement partiel (à raison de 5 euros par enfant dépisté, le reste du montant facturé étant à charge des parents) a débuté en janvier 2007.

Le Centre Comprendre et Parler est un centre de réadaptation fonctionnelle spécialisé dans le diagnostic et le suivi d'enfants présentant des déficiences auditives moyennes à profondes bilatérales ainsi que de quelques adultes sourds profonds ayant bénéficié d'un implant cochléaire. La population suivie de façon multidisciplinaire (médicale, audiolinguistique, logopédique, psychologique et sociale) s'élève à 300 personnes.

Notre étude a été focalisée sur la prise en charge de la population présentant une déficience auditive moyenne. Nous avons étudié l'étiologie de la surdité, ses répercussions sur le niveau scolaire et le développement linguistique des enfants.

2

Matériel et méthodes

1. Série clinique

La population étudiée comprend 97 enfants qui présentent une surdité moyenne lors de la première audiométrie tonale liminaire. Celle-ci est mesurée au moyen d'un audiomètre de marque MADSEN OB822 (GN otometrics, Taastrup, Danemark) dans une cabine insonorisée. La classification du BIAP est utilisée pour qualifier les niveaux de perte auditive : la surdité moyenne est une perte auditive entre 41 et 70 dB calculée sur la moyenne des seuils enregistrés à 500, 1000, 2000 et 4000 Hz (1^{er} degré : 41 et 55 dB ; 2^{ème} degré : 56 et 70 dB) ⁴.

Sur 97 patients, 51 étaient des filles. L'âge moyen des patients durant l'étude était de 10 ans et 7 mois. Soixante-dix-neuf patients étaient suivis de manière multidisciplinaire et 18 de manière monodisciplinaire (consultation ORL externe et/ou audiologie). L'âge de diagnostic de la surdité et du premier appareillage ont été répertoriés.

Pour chaque enfant suivi, une mise au point étiologique a été effectuée. Elle comprenait une anamnèse détaillée; notamment une analyse des antécédents familiaux de surdité, de consanguinité, la recherche de causes extrinsèques, hématurie, problèmes visuels nocturnes, âge de la marche et développement psycho-moteur global, anomalies branchiales, dépigmentation capillaire, hétérochromies iriennes, pathologies rénales et goître.

Ensuite un bilan radiologique (CT SCAN des rochers, IRM des rochers et IRM cérébrale), un testing sanguin (recherche d'atteinte thyroïdienne), un bilan ophtalmologique (avec FO), un PEA (potentiel évoqué auditif), un bilan cardiologique (ECG) et la recherche de mutation du gène de la Connexine 26 et de la Connexine 30 ont été effectués. En cas de troubles associés à la surdité, un bilan neurologique a été réalisé. La recherche étiologique complète a été réalisée sur 52 enfants (54 %).

Pour 28 patients (28,9 %), l'étiologie est restée indéterminée soit par mise au point complète absente (16 enfants) ou non contributive (12 enfants).

2. Caractéristiques psycho-sociales et de développement

Dans la population du Centre Comprendre et Parler, 42 patients sont bilingues (outre le français : arabe, langue des signes, langues de l'Union Européenne, etc...).

La notion de handicap psychosocial correspond à un milieu familial carencé où les deux parents sont au chômage ou dépendent de l'assistance publique. Dans notre institution, 25 enfants présentaient un tel handicap.

Le type d'enseignement (spécialisé: de type VII en cas de surdité et de type II en cas de retard mental léger, ou ordinaire) ainsi que les difficultés d'apprentissage ont été également répertoriés (source : institutrice ou logopède de l'enfant). Nous avons séparé les enfants en 2 groupes distincts : ceux en enseignement spécialisé ou en grande difficulté scolaire dans l'enseignement ordinaire (n=50

enfants) (groupe 1) et ceux dans l'enseignement ordinaire sans problème particulier (n=37 enfants) (groupe 2).

Le niveau de développement linguistique a été évalué à l'aide du Quotient Linguistique (QL). Ce quotient représente le rapport entre le niveau de langage observé (calculé au moyen de batteries de test type Khomsi ^{11, 12}, Ecosse ¹³, etc...) et l'âge réel de l'enfant. Ce Quotient Linguistique a été calculé chez 74 enfants de plus de 2 ans et demi soit 76 % de la population.

3. Analyses statistiques

Les comparaisons de données quantitatives entre paires de groupes indépendants ont été réalisées à l'aide du test non-paramétrique de Mann-Whitney. En concordance avec l'approche non-paramétrique, les distributions des données ont été représentées graphiquement par la médiane, l'intervalle inter-quartiles (Q25%, Q75%) et l'intervalle couvrant l'ensemble de la distribution, excepté les valeurs extrêmes (« outliers »).

L'interdépendance de variables qualitatives a été étudiée à l'aide de tables de contingence et du test Chi2 (après vérification des conditions d'application) ou du test exact de Fisher pour les tables 2 x 2.

3

Résultats

1. Série clinique

Une surdité d'origine génétique a été détectée ou suspectée chez 57 enfants (58,8 %) dont 10 mutations de la connexine 26, 2 mutations de la pendrine, 1 mutation du gène POU3F4, 6 origines syndromiques (2 syndromes de Wolfram, 1 syndrome de Treacher Collins, 1 syndrome d'Usher, 1 syndrome mannosidose, 1 mutation du collagène), 4 cas de dysplasie de l'oreille interne et 34 avec suspicion de pathologie génétique (antécédents de surdité familiale, consanguinité...) (Tableau 1). La surdité était acquise chez 12 enfants (12,4 %). Une souffrance néonatale et/ou prématurité était présente chez 8 patients. Dans 4 cas, l'étiologie était infectieuse (3 méningites et 1 rubéole congénitale) (Tableau 1).

	N
Acquise	12
Antécédents néonataux	8
Antécédents infectieux	4
Génétique	57
Mutations génétiques confirmées	13
Syndromes	6
Dysplasies de l'oreille interne	4
Surdité familiale et/ou consanguinité	34
Indéterminée	28
Après mise au point	12
Sans mise au point	16

Tableau 1 : Etiologie

Le diagnostic de surdité moyenne a été effectué à l'âge moyen de 3 ans et 2 mois (perte 1^{er} degré : 3 ans et 8 mois et perte 2^{ me} degré : 2 ans et 5 mois). En l'absence de dépistage, chez 82 enfants (84,5 %), le diagnostic s'est effectué à l'âge de 3 ans et 8 mois.

Les enfants ayant bénéficié d'un dépistage auditif néonatal ont été appareillés à un âge moyen de 1 an et 9 mois contre 4 ans et 2 mois en moyenne en l'absence de dépistage.

Le délai entre le diagnostic et l'appareillage était en moyenne de 8 mois. Nous avons comparé la population dépistée en période néonatale, pour laquelle le délai était de 1 an et 9 mois contre seulement 5 mois en l'absence de dépistage. Les médianes des deux groupes montrent des variations similaires (figure 1).

2. Caractéristiques psycho-sociales et de développement

Sur les 97 enfants, 87 étaient scolarisés et 10 fréquentaient encore la crèche. 57 % des enfants étaient soit en difficulté dans l'enseignement ordinaire soit dans l'enseignement spécialisé (groupe 1). Les différents facteurs qui influencent l'intégration scolaire ont été analysés. On constate une association directe entre les enfants du groupe 1 et le bilinguisme familial, la présence d'un handicap psychosocial et les troubles cognitifs. (tableau 2).

Nous avons aussi observé que l'âge du premier appareillage n'a que peu d'influence sur le type de scolarité.

Certaines de ces associations se retrouvent au niveau du quotient linguistique (QL). Ainsi, un niveau de QL plus élevé est observé chez les enfants étudiant sans problème dans l'enseignement ordinaire (groupe 2) (Figure 2). Le QL est aussi fortement influencé par le bilinguisme familial (Figure 3) et la présence ou non d'un handicap psychosocial. Par contre, on ne note pas de variations significatives du QL en fonction de la présence ou non de troubles cognitifs. On a finalement comparé le niveau de développement linguistique des enfants appareillés avant ou après 3 ans et demi. Ces derniers ont un niveau de développement linguistique significativement moins bon (Figure 4).

4

Discussion

Dans notre population d'enfants présentant une surdité moyenne, 12 % ont pour étiologie une origine extrinsèque, 59 % une origine génétique et 29 % une cause indéterminée. Marlin ¹⁴ mentionne dans la population occidentale tous types de surdités confondus, une fréquence de 27 à 43,5 % pour les causes extrinsèques, 30,5 à 45,5 % pour les causes génétiques et 11 à 34 % pour les causes indéterminées. Notre population présente un pourcentage plus élevé de surdités d'origine génétique, mais aucune donnée de la littérature ne permet de confirmer cette proportion élevée. Il est à noter cependant que nombre d'enfants sont issus de mariages consanguins, expliquant, du moins en partie, cette origine génétique plus importante qu'attendue.

Dans notre population, l'âge moyen du diagnostic de la surdité est 3 ans et 2 mois. Dans la population non

	Fisher exact, one-tailed	Intégré ++ (nombre - %)	Intégré -- spec (nombre - %)
Bilinguisme	P= .00000	7 (8,04%)	40 (45,97%)
Handicap psychosocial	P= .00596	5 (5,74%)	20 (22,98 %)
Troubles cognitifs	P= .00006	6 (6,89%)	30 (34,48 %)

- Intégré ++ = intégré dans l'enseignement ordinaire sans difficulté.
- Intégré -- = intégré dans l'enseignement ordinaire avec difficulté
- Spec = enseignement spécial
- Le test de Fisher caractérise le niveau de signification et les variations de proportion entre les --groupes intégré ++ et intégré-- spec
- Bilinguisme : bilinguisme présent
- Handicap psychosocial : handicap psychosocial présent
- Troubles cognitifs : troubles cognitifs présents

Tableau 2 : Facteurs influençant la scolarité

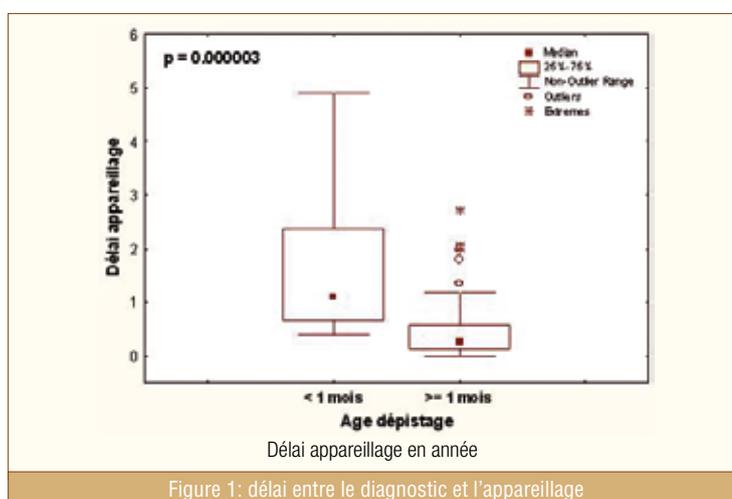


Figure 1 : délai entre le diagnostic et l'appareillage

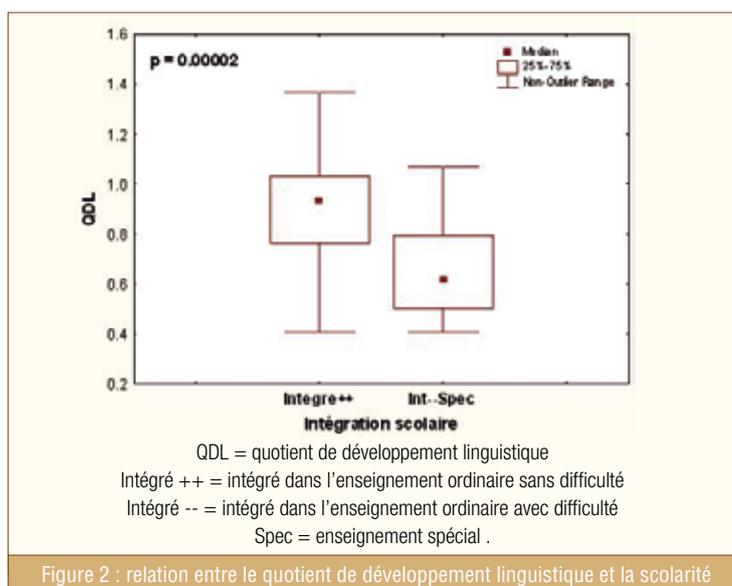


Figure 2 : relation entre le quotient de développement linguistique et la scolarité

dépistée, le diagnostic est plus tardif, à savoir de 3 ans et 8 mois, contre 4 ans et 4 mois dans la littérature ^{5,6}. Grâce au dépistage, l'âge du diagnostic de la surdité (tous types de surdités confondus) est au alentours de 2   3 mois ¹⁵. Sans dépistage, en cas de surdité moyenne, le diagnostic est particulièrement tardif en raison des réactions auditives

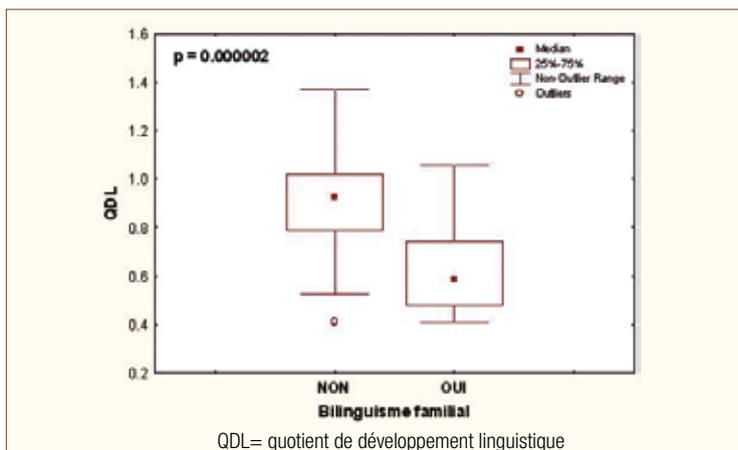


Figure 3 : relation entre le quotient de développement linguistique et le bilinguisme

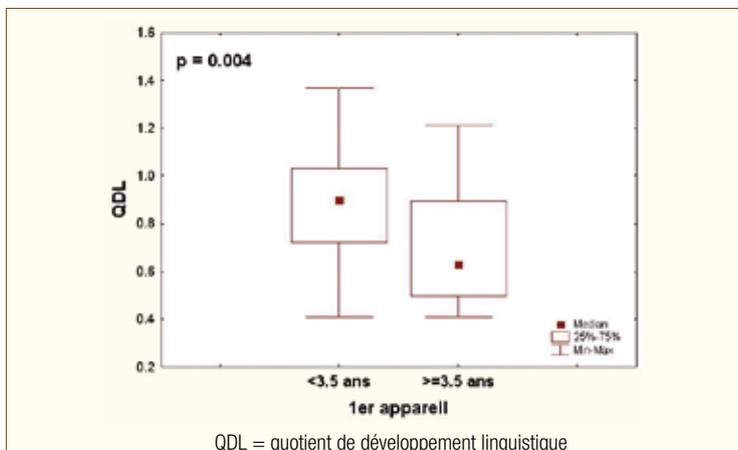


Figure 4 : relation entre le quotient de développement linguistique et l'appareillage avant et après 3 ans et demi

de l'enfant qui rassurent les parents. Ce n'est qu'à l'entrée à l'école et suite aux difficultés d'apprentissage du langage que la recherche de déficience auditive est effectuée.

Le délai moyen entre l'âge de diagnostic et l'appareillage est de 8 mois. Si le dépistage auditif a été effectué, le délai est encore plus long soit de 1 an et 9 mois. Une explication à ce décalage serait la difficulté d'admettre le diagnostic de surdité. En effet, l'enfant réagit au monde sonore qui l'entoure et de plus, de nombreux parents sont faussement rassurés par les professionnels de la santé qui méconnaissent la problématique de la surdité moyenne.

En l'absence de dépistage, le délai diagnostic-appareillage est beaucoup plus rapide, réduit à 5 mois. Les parents sont alors conscients du déficit présenté par leur enfant, ce qui accélère d'autant la prise en charge.

Dalzell note un délai moyen entre diagnostic et appareillage de 4 mois et demi sur une population de 43000 nouveau-nés dépistés tous types de surdités confondus⁹. Dans son étude, il signale que les 3 causes d'augmentation des délais de prise en charge sont une perte auditive peu importante, l'absence de collaboration des parents et le statut de santé de l'enfant. En cas de perte auditive légère

à modérée, l'âge de l'appareillage est plus tardif de 5 mois par rapport aux surdités sévères à profondes.

Dans notre population, 43 % des enfants sont intégrés sans difficulté dans l'enseignement ordinaire (groupe 2). Dans une étude de Quigley et Thomure⁷, les enfants présentant à la meilleure oreille une perte auditive de moins de 26 décibels ont des performances scolaires inférieures à celles attendues sur base de leur potentiel intellectuel. Différents auteurs mentionnent des difficultés de compréhension de la parole dans des conditions d'écoute difficiles en cas de perte auditive légère (15 à 40 dB)⁷. Davis⁷ a réalisé une étude sur 40 enfants présentant une perte auditive légère à moyenne et démontre que le degré de perte auditive n'est pas un bon indicateur du développement linguistique et éducationnel. Il signale que les enfants présentant une perte auditive, quel qu'en soit le degré, sont à risque de retard de langage oral et de difficultés scolaires.

Nous mettons en évidence une relation significative entre le bon niveau de scolarité, d'une part, et un coefficient linguistique élevé, l'absence de bilinguisme familial et l'absence de handicap psychosocial, d'autre part. De même Weisglas¹⁶ montre, dans ses travaux sur les enfants de petit poids à la naissance, que le niveau linguistique dépend de l'encadrement familial.

Par ailleurs le bilinguisme peut être un frein au développement langagier et surtout entraîner un retard du diagnostic de surdité. Dans notre étude, l'âge de l'appareillage n'a par contre que peu d'impact sur l'intégration scolaire ou sur le développement du langage. Cette relation est peu significative en raison du faible nombre d'enfants appareillés précocement dans notre série.

L'importance du diagnostic et de l'appareillage précoce a été bien démontrée par Yoshinaga-Itano¹⁷. Ainsi, les enfants diagnostiqués avant 6 mois, ont de meilleures capacités au niveau du langage. Dans notre population, le développement linguistique est significativement meilleur si l'appareillage se fait avant l'âge de 3 ans et demi. Le dépistage est donc primordial, particulièrement en cas de déficience auditive moyenne. En effet, l'appareillage auditif et la prise en charge logopédique précoce permettent l'acquisition d'un meilleur niveau langagier et l'insertion dans le circuit scolaire classique.

5

Conclusion

Nous constatons, dans la majorité des cas, que la scolarité des enfants présentant une déficience auditive moyenne se déroule en enseignement spécialisé ou, associée à de grandes difficultés, dans l'enseignement ordinaire. Le dépistage auditif précoce et la prise en charge tout aussi précoce (par appareillage et logopédie) sont primordiaux pour améliorer leur développement linguistique et leur intégration scolaire.

6

Bibliographie

1. Meyer C, Witte J, Hildmann A, Hennecke K-H, Schunck K-U, Maul K, Franke U, Fahnenstich H, Rabe H, Rossi R, Hartmann S, Gortner L: Neonatal screening for hearing disorders in infants at risk: incidence, risk factors and follow-up. *Pediatrics* 1999; 104: 900-904.
2. Nekahm D, Weichbold V, Welz-Muller K: Epidemiology of permanent childhood hearing impairment in the Tyrol, 1980-94. *Scand Audiol* 2001; 30: 197-202.
3. Hess M, Finckh-Kramer U, Bartsch M, Kewitz G, Versmold H, Gross M: Hearing screening in at-risk neonate cohort. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 1998; 46:81-89.
4. Déficits auditifs. Recherches émergentes et applications chez l'enfant. Les éditions Inserm, 2006.
5. Finckh-Kramer U, Spormann-Lagodzinski ME, Nubel K, Hess M, Gross M: Is diagnosis of persistent pediatric hearing loss still made too late? *HNO* 1998; 46:598-602.
6. Mason JA, Herrmann KR: Universal infant hearing screening by automated auditory brainstem response measurement. *Pediatrics* 1998; 100: 221-227.
7. Bess FH, Dodd-Murphy J, Parker RA: Children with minimal sensorineural hearing loss: prevalence, educational performance and functional status. *Ear & hearing* 1998; 19: 339-354.
8. Nekahm D, Weichbold V, Welz-Mueller K, Hirst-Stadlmann A: Improvement in early detection of congenital hearing impairment due to universal newborn hearing screening. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2001; 59: 23-28.
9. Dalzell L, Orlando M, Mac Donald M, Berg A, Bradley M, Cacace A, Campbell D, Decristofaro J, Gravel J, Greenberg E, Gross S, Pinheiro J, Regan J, Spivak L, Stevens F, Prieve B: The New York State universal newborn hearing screening demonstration project: ages of hearing loss identification, hearing aid fitting, and enrollment in early intervention. *Ear & hearing* 2000; 21: 118-130.
10. Van Kerschaver E, Stappaerts L: Algo hearing screening; Report for 2000; Annual results from Flanders.
11. Charlier B, Clerebaut N : Epreuve d'évaluation des stratégies de compréhension en situation orale de Khomsi : application à une population d'enfants à déficience auditive de 3 ans et plus. *Bull. Audiophonol. Ann. Univ. Franche-Comté* 1989 ; VNS : 349 – 360.
12. Khomsi A : Epreuve d'évaluation des stratégies de compréhension en situation orale. *Manuel* 1987 ; Ed. Du Centre de Psychol. Appl. Paris.
13. Lecocq P : L'Ecosse : une Epreuve de Compréhension Syntactico-Sémantique. 1996 Presses Univ. Septentrion, Villeneuve d'Ascq, France.
14. Marlin S, Denoyelle F, Garabedian EN, Petit C: Diagnostic étiologique des surdités de perception de l'enfant: bilan d'un an de consultation de conseil génétique des surdités. *Ann. Otorhinolaryngol. Chir. Cervicofac.* 1998; 115: 3-8.
15. Morton CC, Nance WE: Newborn hearing screening – a silent revolution. *N. Engl. J. Med.* 2006; 354: 2151-64.
16. Weisglas-Kuperus N, Baerts W, De Graaf MA, Van Zanten GA, Sauer PJJ: Hearing and language in preschool very low birthweight children. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 1993; 26: 129-140.
17. Yoshinaga-Itano Ch, Sedey AL, Coulter DK, Mehl AL: Language of early- and later-identified children with hearing loss. *Pediatrics* 1998; 102: 1161-1171.

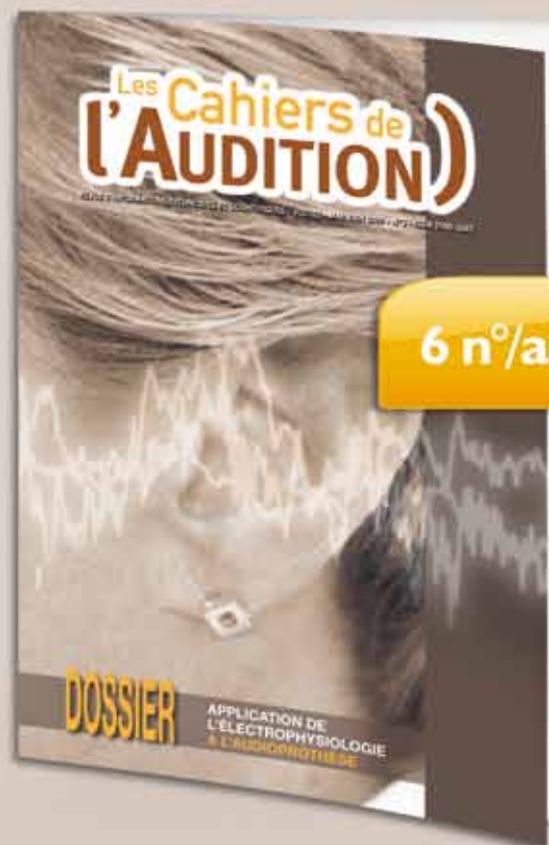
Abonnez-vous dès aujourd'hui !*

→ LA REVUE DE TOUS LES PROFESSIONNELS DE L'AUDIOLOGIE
SOUS L'ÉGIDE DU COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE

- Les Cahiers de l'Audition abordent tous les sujets importants comme :
 - l'acoustique
 - la psychoacoustique
 - l'audioprothèse
 - la physiologie et la pathologie de l'oreille
 - la psychologie
 - et l'orthophonie
- Que vous soyez audioprothésiste, médecin ORL, acousticien, physiologiste, orthophoniste ou psychologue, Les Cahiers de l'Audition vous offrent un moyen exceptionnel pour être informé des évolutions de votre spécialité.

Indexation : Scopus

*Les Cahiers de l'audition est uniquement disponible sur abonnement.



À RENVOYER À : Elsevier Masson
Service Abonnements - 62 rue Camille-Desmoulins
92442 Issy-les-Moulineaux cedex - www.elsevier-masson.fr

BULLETIN D'ABONNEMENT 2010

● OUI, je souhaite m'abonner aux Cahiers de l'Audition pour un an

COORDONNÉES

Mme Mlle M.

Nom _____

Prénom _____

Adresse _____

CP _____ Ville _____

e-mail _____ K10A405

J'accepte de recevoir des informations commerciales de la société Elsevier Masson par e-mail.

Conformément à la loi « Informatique et Libertés » du 6/1/1978, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification des données personnelles vous concernant. Pour l'exercer, adressez-vous à : Elsevier Masson Service Abonnements - 62 rue Camille-Desmoulins 92442 Issy-les-Moulineaux cedex.

AIDEZ-NOUS À MIEUX VOUS CONNAÎTRE



Votre profession : _____

Votre mode d'exercice : _____

TARIFS TTC FRANCE 2010

<input type="checkbox"/> Etudiant*	<input type="checkbox"/> Particulier	<input type="checkbox"/> Institution
46 €	91 €	139 €

* Sur justificatif

Pour les tarifs à l'étranger, veuillez contacter notre Service Abonnements : 01 71 16 55 99 - info@elsevier-masson.fr
Votre abonnement commence avec le n°1 - 2010. Pour tout bulletin d'abonnement reçu après le 30 octobre 2010, nous mettrons en place un abonnement 2011 ; si vous souhaitez maintenir un abonnement 2010, cochez cette case :

RÈGLEMENT

Ci-joint mon règlement d'un montant de : _____ € TTC

Par chèque bancaire ou postal à l'ordre d'Elsevier Masson

Par carte bancaire : Visa Eurocard/MasterCard

N° _____

Cryptogramme visuel

(3 derniers n° au dos de votre CB) :

N° _____

Date d'expiration : _____

Date et signature obligatoires :

Les acouphènes



Influence de l'appareillage auditif sur le spectre des acouphènes

K. Adjout¹, A. Norena², H. Thai-Van³, L. Collet³

¹ Audioprothésiste D.E., Membre du C.N.A. - Laboratoire CAPITAL AUDITION, 83 Av. de la République 69160 Tassin la Demi-lune
Tél : 04 72 38 58 67 - Mail : capital.audition@orange.fr

² Laboratoire de neurobiologie intégrative et adaptative, UMR CNRS 6149, 3 Place Victor Hugo, Marseille, F-13331 Cedex 03, France.

³ Hospices Civils de Lyon, service d'audiologie et d'explorations fonctionnelles, hôpital Edouard Herriot, Lyon, F-69003, France.

Résumé

L'acouphène peut être défini comme la perception d'un son en l'absence de toute source sonore dans l'environnement extérieur. Ce phénomène touche environ 15% de la population française. L'acouphène est souvent lié à une « souffrance » de l'oreille et plus généralement à une perte d'acuité auditive, c'est-à-dire à une diminution des entrées sensorielles au niveau cochléaire.

Dans la présente étude, nous nous proposons d'étudier l'influence du port d'un appareillage auditif sur les caractéristiques psychoacoustiques des acouphènes. Nous faisons l'hypothèse que la réhabilitation auditive au moyen d'une amplification prothétique aura pour effet de rétablir les cartes tonotopiques du cortex auditif, et par voie de conséquence de modifier voir de diminuer sensiblement la perception de l'acouphène.

Vingt-cinq sujets atteints de surdité de perception neurosensorielle associée à des acouphènes permanents ont participé à notre étude. Au moyen de tests originaux de psychoacoustique, nous avons étudié la sonie et le spectre de leurs acouphènes sur une période de quatre semaines. Parmi ces vingt-cinq sujets, dix-huit ont été appareillés pour la première fois avec des prothèses auditives numériques et ont pris part aux mêmes tests pendant quatre semaines supplémentaires afin d'étudier l'influence du port de l'appareillage auditif sur les caractéristiques physiques et perceptives de leurs acouphènes.

Les résultats de notre étude montrent un effet significatif de l'appareillage auditif sur le spectre des acouphènes se caractérisant par une diminution progressive des composantes fréquentielles se situant dans la zone d'amplification prothétique.

1

Introduction

La méconnaissance encore actuelle des mécanismes physiopathologiques de l'acouphène et la diversité de formes qu'il peut revêtir rendent difficile sa prise en charge réelle tant sur le plan médical que prothétique. Sur le plan scientifique, il a été démontré que cette privation auditive avait des conséquences au niveau du système nerveux central.

Environ 5-15% (Eggermont and Roberts, 2004)

de la population se compose de sujets porteurs d'acouphènes. La plupart des acouphènes sont dits neurosensoriels et ont pour origine un dysfonctionnement du système nerveux auditif interprété par erreur par le cerveau comme étant un son de l'environnement (Bartels H et al. 2007; Herraiz C. 2005; Jastreboff P.J., 1990).

Ce dysfonctionnement du système nerveux auditif peut être localisé au niveau périphérique (Mazurek B., 2006; Jastreboff P.J et al. 1993; Chery-Croze S. et al. 1993; Eggermont J.J., 1990) ou central (Saunders J.C. 2007; Mühlau M. et al. 2006; Wang J. et al. 2002; Gerken G.M. et al. 2001 and 1996; Mühlnickel W. et al. 1998).

Une manière de mieux comprendre les mécanismes générateurs des acouphènes est d'étudier leurs caractéristiques physiques et perceptives, i.e. la sonie et le spectre. La sonie, bien que peu variable entre les sujets- comprise entre 0 et 5 dB HL dans 80% des cas (Vernon J.A, Meikle M.B. 2003; Vernon J, Griest S. 1990; Matsuhira T, Yamashita K. 1995)- ne semble pas prédisposer du caractère aversif de l'acouphène (Hiller W, Goebel G. 2007; Henry J.A, Meikle M.B. 2000; Vernon J, Griest S. 1990). De fait, cette variable psychoacoustique ne semble pas constituer un élément pertinent pour comprendre la genèse des acouphènes.

Dans cette optique, l'étude du spectre des acouphènes semble être plus prometteuse.

En effet, les résultats de plusieurs études scientifiques suggèrent l'existence d'une relation entre l'allure de l'audiogramme tonal et le spectre de l'acouphène (Roberts L.E et al. 2006; König O. et al. 2006; Ochi K. et al. 2003). Dans ce contexte, il apparaît judicieux d'utiliser d'une méthode permettant d'étudier de manière très précise le spectre de l'acouphène en mesurant ses différentes composantes fréquentielles.

Dans la présente étude, nous avons utilisé de tests originaux élaborés par le CNRS (UMR CNRS 5020, Neurosciences et Systèmes Sensoriels) permettant d'étudier les caractéristiques psychoacoustiques des acouphènes chez 18 sujets atteints de surdité neurosensorielle associée à des acouphènes permanents.

Notre objectif était de caractériser les éventuelles modifications du spectre de l'acouphène avant et après stimulation auditive au moyen de prothèses amplificatrices sur une période de quatre semaines.

Sujets	Sexe	Age	Durée Acouphene	Côte Acouphene	Oreille Testée	Groupe
1. R.Swi	F	68	8	B	G	NA
2. Jp.Lor	M	72	>10	B	D	NA
3. M.Poy	M	49	3	B	G	NA
4. C.Rol	M	74	15	G	G	NA
5. N.Luc	F	43	20	G	G	NA
6. Jm.Hug	M	62	7	G	G	NA
7. O.Dech	M	67	5	DG	G	NA
8. D.Bon	F	63	8	DG	G	NA + APP
9. L.Gou	F	54	3	D	D	NA + APP
10. R.Per	F	79	5	DG	G	NA + APP
11. S.Aur	M	43	20	D	D	NA + APP
12. P.Mel	F	54	5	G	G	NA + APP
13. J.Roc	F	65	7	DD	D	NA + APP
14. H.Gir	M	70	5	DG	G	NA + APP
15. D.Bul	F	58	10	B	G	APP
16. A.Des	F	60	5	B	G	APP
17. C.CON	M	63	8	G	G	APP
18. S.BEC	F	54	4	D	D	APP
19. JP.GIR	M	61	10	B	G	APP
20. J.GUI	M	76	8	G	G	APP
21. D.GAC	F	79	10	DD	D	APP
22. M.DUP	M	80	10	B	D	APP
23. M.NIG	M	48	3	B	G	APP
24. D.COQ	F	76	10	B	D	APP
25. L.PAN	F	65	6	G	G	APP

Tableau 1 : Caractéristiques de la population testée : H, Homme ; F, femme. La durée des acouphènes est mesurée en année. Acouphènes latéralisés [à gauche (G) ; à droite (D)], non latéralisés mais dominant côté gauche (GD) ; dominant droit (DD) ; ou bilatéraux (B)]. En cas d'acouphènes bilatéraux, l'oreille testée est celle où l'acouphène était dominant [Gauche (G); Droit (D)]. La population est séparée en deux groupes : « Groupe NA » = 7 sujets Non Appareillés. « Groupe APP » = 18 sujets appareillés; Parmi ces 18 sujets, 7 ont été testés avant et après appareillage auditif (notés « NA + APP »).

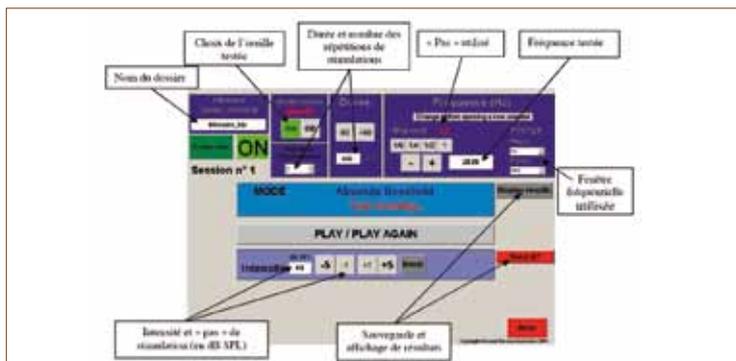


Figure 1 : Visualisation de l'interface de test pour la mesure des seuils absolus

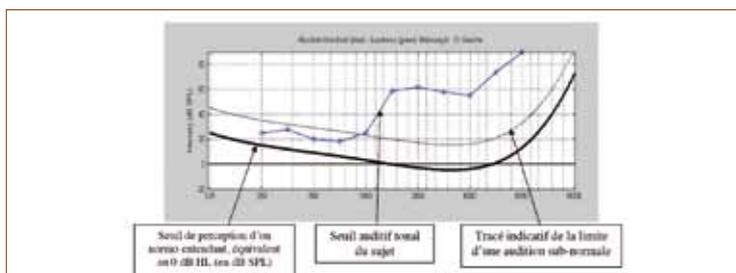


Figure 2 : Représentation graphique de l'audiométrie liminaire. Les fréquences (Hz) en abscisse et l'intensité (dB SPL) en ordonnée.

2 Matériels et Méthodes

Sujets

Vingt cinq sujets souffrant d'un acouphène chronique et d'une surdité de perception neurosensorielle ont participé à l'étude (12 hommes, 13 femmes d'âge moyen 63 ans ; compris entre 43–80 ans). Parmi ces 35 sujets, 7 avaient un acouphène latéralisé à gauche, 3 un acouphène latéralisé à droite, et 15 avaient un acouphène bilatéral. La durée moyenne des acouphènes était de 8.12 ans. Tous les participants ont adhéré au protocole d'étude approuvé par le comité d'éthique de l'Université Claude Bernard Lyon 1. Le tableau 1 dresse les caractéristiques de la population testée.

Afin de pouvoir suivre dans le temps les éventuelles modifications des caractéristiques psychoacoustiques des acouphènes, l'ensemble des tests décrits plus bas ont été reproduits à quatre reprises :

- Une 1^{ère} fois à J0 (avant adaptation prothétique).
- Une 2^{ème} fois 7 jours après soit à J+7
- Une 3^{ème} fois 15 jours après soit à J+15
- Et enfin une 4^{ème} fois 30 jours après soit à J+30

Tests pratiqués

Test n° 1 : Recherche du seuil liminaire tonal par 1/4 d'octave

Une audiométrie liminaire au 1/4 d'octave a été mesurée au moyen d'un logiciel conçu à cet effet. Des sons purs étaient présentés de manière pulsée (plus réactogène, évitant la rémanence). Les seuils de perception étaient recherchés par une méthode d'encadrement au dB SPL près. Dès que le seuil de perception est trouvé à une fréquence donnée, le programme passe à une fréquence différente de façon automatique et aléatoire (Figures 1 et 2).

Test n° 2 : Recherche de la Sonie de l'acouphène (Tinnitus loudness across frequency)

La procédure d'évaluation du spectre des acouphènes débutait par une période de familiarisation au cours de laquelle les sujets apprenaient à égaliser la sonie d'un son pur (son test) à l'intensité de leur acouphène, et ce indépendamment de la fréquence du son test utilisé. Cette phase d'égalisation de sonie est nécessaire car nous savons que du point de vue perceptif, la sonie d'un son dépend de son intensité mais aussi de sa fréquence (courbe de wegel). L'égalisation de sonie était effectuée à l'aide de sons purs choisis aléatoirement par le logiciel, par demi-octave entre 250 Hz et 8000Hz. La consigne donnée au sujet était : « On va chercher à équilibrer le volume des sons envoyés dans le casque avec le volume de votre acouphène (la même force, la même intensité) en ne se préoccupant pas de la fréquence, de la tonalité des sons ! Peu importe si c'est plus grave ou plus aigu ! ».

Test n° 3 : Recherche du spectre de l'acouphène (Tinnitus spectrum)

Ce test vise à déterminer les diverses composantes fréquen-

tielles de l'acouphène. Il consiste à demander au sujet de donner une note aux différents sons purs présentés aléatoirement par le programme. La note, comprise entre 0 et 10, correspond à la prédominance et l'appartenance au spectre de l'acouphène du son présenté dans le casque.

Notons que par souci de reproductibilité, chaque fréquence est présentée trois fois de manière aléatoire. Les trois notes pour chaque fréquence sont ensuite moyennées.

La consigne donnée au sujet était: « Nous allons chercher la tonalité, la fréquence de votre acouphène. Vous allez entendre un son, dites-moi s'il fait ou non partie de votre acouphène en lui attribuant une note de 0 à 10 ; 0 si ça ne fait pas du tout partie des composantes de l'acouphène et de 1 à 10 si le son en fait partie (avec 1 : très peu, et 10 : complètement) » (Figure 3 et 4).

3 Résultats

Il n'y a pas de différence statistiquement significative pour la perte auditive entre les deux groupes ($P = 0,824$; $t = -0,225$). Le spectre moyen de l'acouphène pour le groupe de sujets non appareillé se caractérise par une large gamme de fréquences dont les composantes aiguës tendent à augmenter avec le temps. Après appareillage, on note une variation significative du spectre moyen de l'acouphène du groupe de sujets stimulés auditivement au moyen de prothèses auditives. Cette évolution se caractérise par une diminution progressive des composantes de basses et medium fréquences au cours du temps.

Fréquences	P	P<0.050
250	0.001	Yes
354	0.015	Yes
500	0,018	Yes
707	0,004	Yes
1000	0,231	No
1414	0,195	No
2000	0.684	No
2828	0.095	No
4000	0.423	No
5657	0.954	No
8000	0.538	No

Tableau 2 : Analyse de variance : La variation de contribution fréquentielle entre j0 et j30 est statistiquement significative ($P < 0,05$) dans la gamme 250-707 Hz avant et après appareillage.

La variation du spectre de l'acouphène après un mois de stimulation audioprothétique se caractérise par une forte diminution de la contribution des composantes fréquentielles appartenant à la zone cochléaire saine stimulée.

4 Discussion

Les neurones du système auditif central sont agencés de manière ordonnée : on parle d'organisation tonotopique de ce système (figure 9).

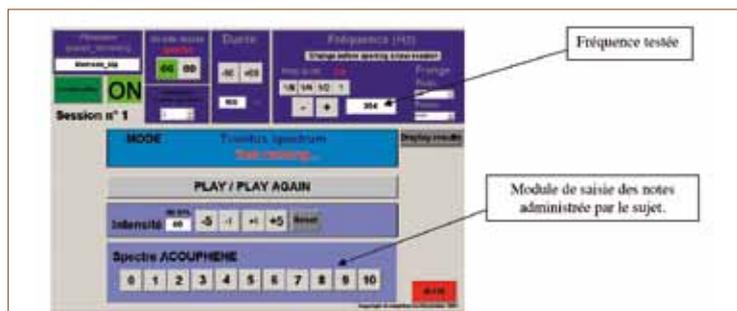


Figure 3 : Visualisation de l'interface de test pour la mesure du spectre et sa représentation graphique.

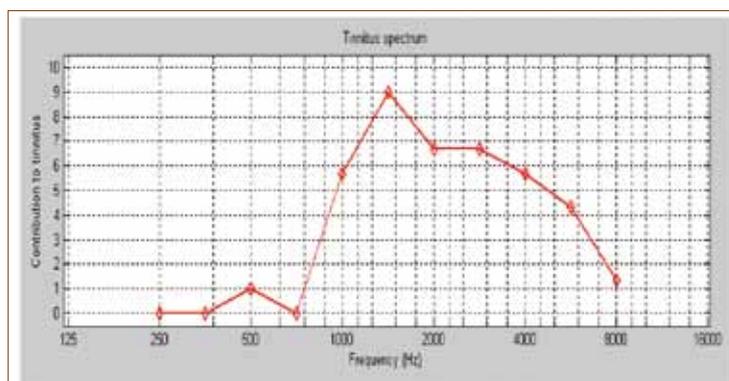


Figure 4 : Type de spectre possible (Fréquences en abscisse et échelle de notes en ordonnée). Dans cet exemple, les composantes de basses fréquences (250-750Hz) sont absentes. L'acouphène est surtout composé de fréquences médiums et aiguës.

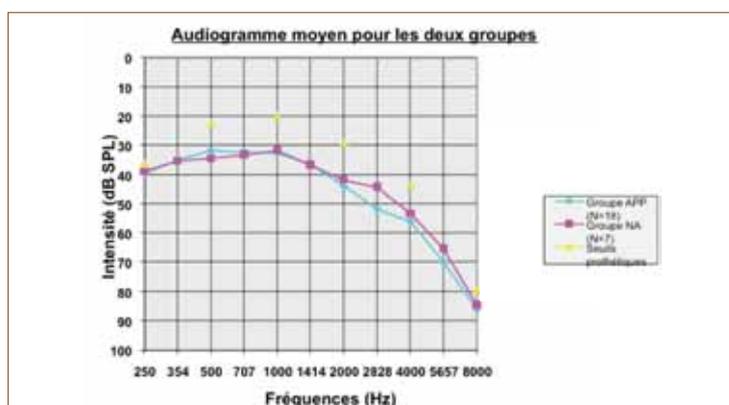


Figure 5 : Audiogramme tonal moyen pour les deux groupes : En violet, groupe Non Appareillé « NA » (perte auditive moyenne = 45,4 dB SPL). En bleu, groupe Appareillé « GA » (perte auditive moyenne = 47 dB SPL). Les triangles jaunes indiquent les seuils auditifs en champ libre oreilles appareillées du groupe Appareillé.

Cette organisation tonotopique des centres peut être profondément modifiée après une perte auditive (Rajan et al. 1993). Les neurones du cortex auditif primaire par exemple, dont la fréquence caractéristique FC initiale était située dans la perte auditive, deviennent sensibles aux fréquences se situant autour et en deçà de la fréquence de coupure de cette perte (Thai-van et al. 2002 ; 2003). Il s'ensuit que cette région fréquentielle « saine » est dite « surreprésentée » car plus de neurones que la normale sont excités (région jaune orange, fig.5 c, d).

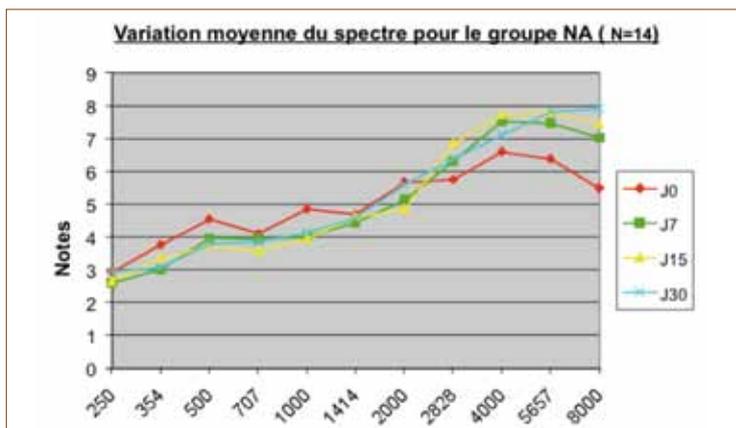


Figure 6 : Variation du spectre de l'acouphène pour le groupe non appareillé. La contribution des composantes fréquentielles de l'acouphène était évaluée à 4 moments :
 - j0 = 1er test (courbe rouge) - j7 = 2d test (courbe verte)
 - j15 = 3d test (courbe jaune) - j30 = dernier test (courbe bleue)

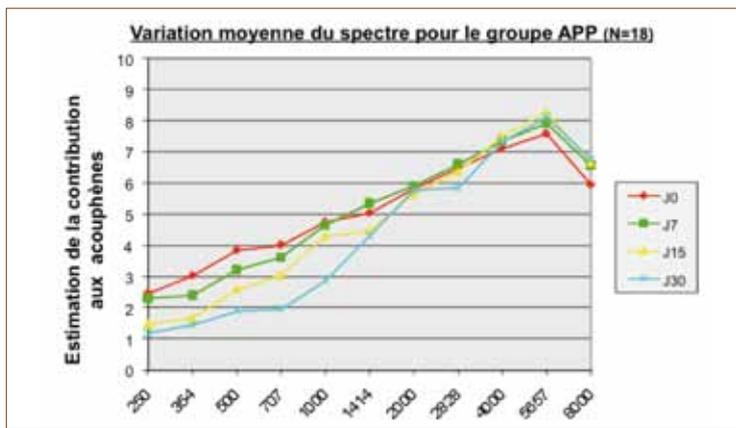


Figure 7 : Variation du spectre de l'acouphène pour le groupe Appareillé. La contribution des composantes fréquentielles de l'acouphène était évaluée à 4 moments :
 - j0 = 1er test (courbe rouge) - j7 = 2d test (courbe verte)
 - j15 = 3d test (courbe jaune) - j30 = dernier test (courbe bleue)

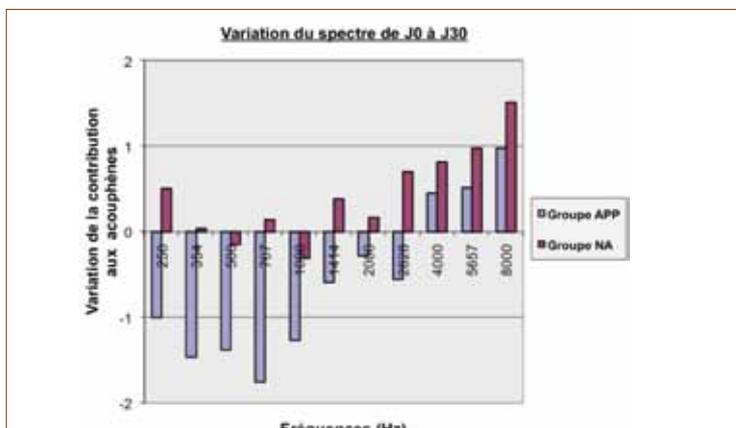


Figure 8 : Variation de la contribution des composantes fréquentielles de l'acouphène entre J0 et J30. En violet pour le groupe Non appareillé (NA) et en bleu pour le groupe Appareillé (APP).

Organisation tonotopique corticale chez le chat en condition normale (sans perte auditive)

- a) illustration de l'organisation tonotopique du cortex auditif. Une couleur correspond à une fréquence caractéristique (FC). Les modifications de la couleur traduisent les modifications de la FC des neurones le long d'un axe postéro-antérieur.
- b) Les champs récepteurs de trois neurones virtuels sont représentés. La couleur des traits correspond à leur position spatiale(a).
- c) Illustration de l'organisation tonotopique du cortex auditif après une perte auditive. Les neurones qui correspondaient initialement (avant la perte auditive) aux fréquences situées dans la perte auditive (au-dessus de 8kHz) se mettent à répondre aux fréquences proches de la fréquence de coupure de la perte auditive (aux alentours de 8kHz, couleur jaune-orange).
- d) Le champ récepteur situé dans la perte auditive (traits pointillés rouges) a été déplacé vers la fréquence de coupure de la perte auditive. Les seuils absolus périphériques (b et d) sont représentés par une ligne discontinue.

La caractérisation du spectre de l'acouphène par notre méthode (Norena et al., 2002) et les résultats qui en découlent confirment cette hypothèse. En effet, le spectre de l'acouphène correspond aux zones réorganisées, c'est-à-dire aux zones de fréquences comprises dans la perte auditive. Ainsi, dans le cas de nos sujets acouphéniques dont la plupart présentent une perte auditive sur les hautes fréquences, la perception de l'acouphène s'apparente bien à la perception évoquée par un bruit passe-haut.

L'émergence des acouphènes serait donc dépendante des phénomènes de plasticité post-lésionnels qui suivent une perte auditive. En effet, il a été démontré qu'une désafférentation auditive était immédiatement suivie d'une réorganisation centrale (Calford et al., 1993 ; Snyder et al., 2000 ; Snyder et Synex, 2002 ; Norena et al. 2003). Sur le long terme, ces phénomènes de plasticité post-lésionnels du système auditif central pourraient être impliqués dans le maintien du symptôme et de sa gravité à savoir l'intensité de la perception.

La compensation de la diminution des entrées afférentes au moyen d'une stimulation prothétique concentrée dans la zone de la perte auditive constitue un moyen efficace de neutraliser la cascade d'événements initiés par la privation auditive. Pour preuve, le fascinant effet de « bascule » du spectre de l'acouphène se produisant et s'intensifiant avec la durée de port de la prothèse auditive que nous avons mis en évidence (fig. 7).

Le spectre de l'acouphène, large à J0 (courbe rouge), « se décale » vers les hautes fréquences pendant le port de l'appareillage auditif.

L'effet de « bascule » du spectre est systématiquement observé et se caractérise par une diminution importante de la contribution des composantes de basses fréquences situées en deçà de la fréquence de coupure de l'audiogramme tonal. Par ailleurs, les composantes de hautes fréquences restent peu changeantes de sorte que la résultante

tante de ce phénomène est un changement du rapport des composantes BF/HF en faveur de ces dernières.

De manière intéressante, on note d'une part que ces phénomènes s'accroissent avec la durée de port de l'appareillage : l'effet de bascule s'accroît dans le même sens à mesure que les sujets portent leurs aides auditives.

D'autre part, on note que chez les sujets acouphéniques NON appareillés (GNA) la sonie et le spectre de l'acouphène reste stable dans le temps. Ces résultats démontrent bien un effet direct de la stimulation prothétique dans la réhabilitation fonctionnelle du système auditif (Frachet et col. 2004 ; Melin 1987).

Plus précisément, des données de la littérature scientifique décrivent une corrélation entre l'activité spontanée des neurones (AS) et la perception d'un acouphène.

Les neurones reçoivent des entrées provenant d'une bande de fréquences relativement large (Norena et Eggermont, 2002).

Cependant, pour rendre possible le principe de sélectivité fréquentielle, les entrées les plus éloignées de la fréquence caractéristique des neurones sont inhibées ou masquées par le jeu de l'inhibition centrale (communément appelée inhibition latérale ; figure 10).

Dans le cas d'une perte auditive, l'AS est diminuée en périphérie (nerf auditif) dans les neurones dont la FC correspond à la perte auditive. Cette diminution entraînerait au niveau central un relâchement d'inhibition latérale, démasquant ainsi certaines connexions qui étaient auparavant non fonctionnelles. Ce démasquage de connexions préexistantes serait donc à l'origine des phénomènes de réorganisation des centres ; il pourrait également expliquer l'augmentation de synchronie entre les neurones dans la région réorganisée et générer un acouphène.

En stimulant les sujets au moyen d'une audioprothèse dans la perte auditive, l'inhibition latérale dans cette zone pourrait être rétablie sur les connexions préalablement « démasquées ». Le « re-masquage » de ces connexions semble être associé à une modification sensible du spectre de l'acouphène telle que décrite dans nos résultats.

Résumé des modifications neurophysiologiques qui suivent une perte auditive

Les traits verticaux (entre un triangle et un rond) représentent des neurones excitateurs.

Leur couleur représente leur fréquence caractéristique (les couleurs froides représentent les basses fréquences tandis que les couleurs chaudes représentent les hautes fréquences).

Schéma de gauche. Les entrées afférentes sont normales (absence de perte auditive) ainsi que l'organisation tonotopique. Dans le rectangle en pointillés, des connexions divergentes sont représentées : les neurones corticaux reçoivent en effet des entrées provenant d'une bande de fréquence relativement large, mais ces dernières sont inhibées ou « masquées ». Une inhibition latérale (traits noirs), activée

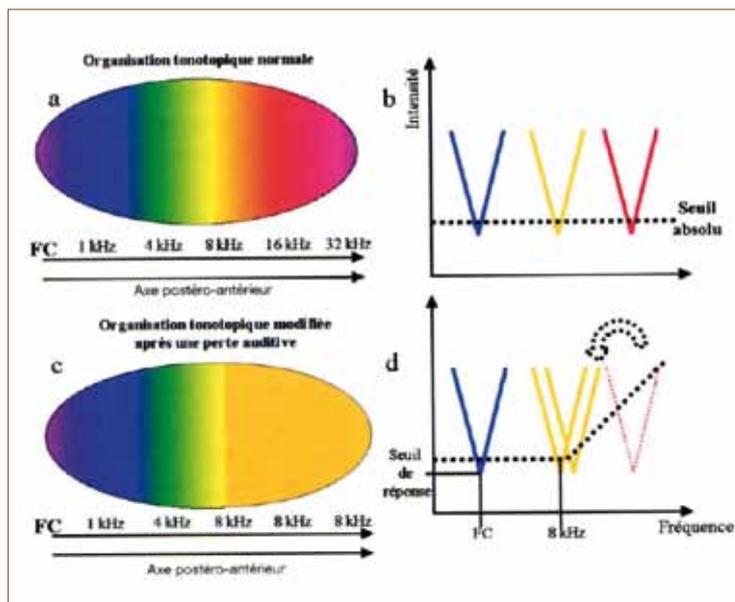


Figure 9

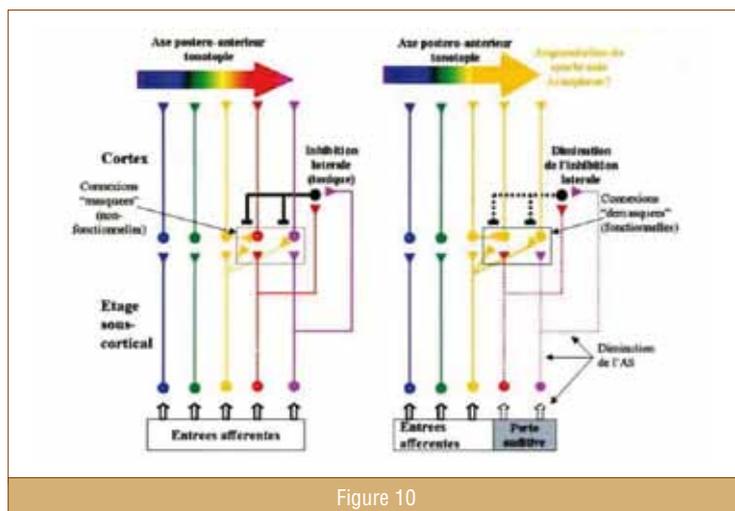


Figure 10

par l'AS des neurones afférents est responsable de cette inhibition. En conséquence, si le système auditif est stimulé par la fréquence jaune, les neurones corticaux de FC « rouge » ou « violette » ne seront donc pas activés.

Schéma de droite. Les entrées afférentes sont diminuées au niveau des régions de la perte auditive. En conséquence, il y a un relâchement de l'inhibition latérale (ligne noire pointillée).

Les connexions auparavant masquées deviennent alors fonctionnelles (rectangle). En conséquence, si le système auditif est stimulé par la fréquence « jaune », les neurones corticaux de FC initiale « rouge » ou « violettes » sont activés ; la fréquence « jaune » peut même devenir la nouvelle FC de ces neurones.

Le fait que les neurones dans la région réorganisée reçoivent des entrées provenant de la même source (région représentant la fréquence « jaune » à l'étage sous cortical) pourrait être à l'origine d'une augmentation de synchronie entre les neurones pouvant générer un acouphène.

5 Conclusion

Les résultats de la présente étude démontrent de manière claire que l'appareillage auditif constitue un moyen efficace permettant de réduire sensiblement les handicaps liés à une surdité de perception associée à des acouphènes.

Pour l'audioprothésiste comme pour l'ensemble des professionnels de santé confrontés à ces symptômes, ces données sont d'importance puisqu'elles montrent un bénéfice réel à la fois sur le plan neurophysiologique, grâce aux phénomènes de plasticité neuronale, et neuropsychologique grâce à l'information et la prise en charge adaptée du handicap de surdité.

La réhabilitation du système auditif sur le plan neurosensoriel et l'amélioration de la qualité de vie sur le plan de la communication au quotidien semblent être complémentaires et indissociables pour lutter contre l'acouphène. L'appareillage auditif est une réponse parfaite à cette double exigence.

6 Bibliographie

Bartels H, Staal MJ, Albers FW. Tinnitus and neural plasticity of the brain. *Otol Neurotol*. 2007 Feb;28(2):178-84.

Calford M.B., Rajan R., Irvine D.R.F. : Rapid changes in the frequency tuning of neurons in cat auditory cortex resulting from pure-tone-induced temporary threshold shift. *Neurosci*. 1993, 55, 953-964.

Chery-Croze S, Collet L, Morgon A. Medial olivo-cochlear system and tinnitus. *Acta Otolaryngol*. 1993 May;113(3):285-90.

Eggermont JJ. On the pathophysiology of tinnitus; a review and a peripheral model. *Hear Res*. 1990 Sep;48(1-2):111-23.

Eggermont JJ, Roberts LE. The neuroscience of tinnitus. *Trends Neurosci*. 2004 Nov;27(11):676-82.

Frachet B, Vormes E, Moyse D, Vasseur J. : Acoustic hearing aid with an integrated noise generator in hearing-impaired subjects with tinnitus *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 2004 Nov;121(5):266-71.

Gerken GM. Central tinnitus and lateral inhibition: an auditory brainstem model. *Hear Res*. 1996 Aug;97(1-2):75-83.

Henry JA, Meikle MB. Psychoacoustic measures of tinnitus. *J Am Acad Audiol*. 2000 Mar;11(3):138-55.

Herraiz C. Physiopathological mechanisms in tinnitus generation and persistence. *Acta Otorinolaringol Esp*. 2005 Oct;56(8):335-42.

Hiller W, Goebel G. When Tinnitus Loudness and Annoyance Are Discrepant: Audiological Characteristics and Psychological Profile. *Audiol Neurootol*. 2007 Jul 27;12(6):391-400

Jastreboff PJ, Hazell JW. A neurophysiological approach to tinnitus: clinical implications. *Br J Audiol*. 1993 Feb;27(1):7-17.

Jastreboff PJ. Phantom auditory perception (tinnitus): mechanisms of generation and perception. *Neurosci Res*. 1990 Aug;8(4):221-54.

König O, Schaette R, Kempter R, Gross M : Course of hearing loss and occurrence of tinnitus. *Hear Res*. 2006 Nov;221(1-2):59-64. Epub 2006 Sep 7.

Matsuhira T, Yamashita K (1995): Factors contributing to tinnitus loudness. *Proceedings of the Vth International Tinnitus Seminar*. Reich GE, Vernon JA (eds):Portland? USA, pp.171-175

Mazurek B, Haupt H, Georgiewa P, Klapp BF, Reissshauer A. A model of peripherally developing hearing loss and tinnitus based on the role of hypoxia and ischemia. *Med Hypotheses*. 2006;67(4):892-9. Epub 2006 Jun 6.

Melin L, Scott B, Lindberg P, Lyttkens L. : Hearing aids and tinnitus--an experimental group study. *Br J Audiol*. 1987 May;21(2):91-7.

Mühlau M, Rauschecker JP, Oestreicher E, Gaser C, Röttinger M, Wohlschläger AM, Simon F, Etgen T, Conrad B, Sander D. Structural brain changes in tinnitus. *Cereb Cortex*. 2006 Sep;16(9):1283-8. Epub 2005 Nov 9.

Mühlnickel W, Elbert T, Taub E, Flor H. Reorganization of auditory cortex in tinnitus. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1998 Aug 18;95(17):10340-3.

Norena AJ, Eggermont JJ. : Enriched acoustic environment after noise trauma reduces hearing loss and prevents cortical map reorganization. *J Neurosci*. 2005 Jan 19;25(3):699-705.

Norena AJ, Eggermont JJ. : Comparison between local field potentials and unit cluster activity in primary auditory cortex and anterior auditory field in the cat. *Hear. Res*. 2002, 166: 202-213

Norena A, Michey C, Chery-Croze S, Collet L. : Psychoacoustic characterization of the tinnitus spectrum: implications for the underlying mechanisms of tinnitus. *Audiol Neurootol*. 2002 Nov-Dec;7(6):358-69.

Norena A. : Corrélat psychoacoustiques et électrophysiologiques de l'acouphène : implications pour un nouveau modèle neurophysiologique. Thèse de doctorat , JAN 2001.

Ochi K, Ohashi T, Kenmochi M. Hearing impairment and tinnitus pitch in patients with unilateral tinnitus: comparison of sudden hearing loss and chronic tinnitus. *Laryngoscope*. 2003 Mar;113(3):427-31.

Rajan R., Irvine DRF., Wise LZ., Heil P. : Effects of unilateral partial cochlear lesions in adult cats on the representation of the lesioned and unlesioned cochleas in primary auditory cortex. *J Comp Neurol* 338: 17-49, 1993

Roberts LE, Moffat G, Bosnyak DJ. Residual inhibition functions in relation to tinnitus spectra and auditory threshold shift. *Acta Otolaryngol Suppl*. 2006 Dec;(556):27-33.

Saunders JC. The role of central nervous system plasticity in tinnitus. *J Commun Disord*. 2007 Jul-Aug;40(4):313-34. Epub 2007 Mar 14.

Snyder RL. and Sinex DG. : Immediate changes in tuning of inferior colliculus neurons following acute lesions of cat spiral ganglion. *J Neurophysiol* 87: 434-452, 2002.

Snyder RL., Sinex DG., McGee JD. and Walsh EJ. : Acute spiral ganglion lesions change the tuning and tonotopic organization of cat inferior colliculus neurons. *Hear Res* 147: 221-241, 2000.

Thai-Van H, Michey C, Norena A, Collet L. : Local improvement in auditory frequency discrimination is associated with hearing-loss slope in subjects with cochlear damage. *Brain*. 2002 Mar;125(Pt 3):524-37.

Thai-Van H, Michey C, Moore BC, Collet L. : Enhanced frequency discrimination near the hearing loss cut-off: a consequence of central auditory plasticity induced by cochlear damage?

Brain. 2003 Oct;126(Pt 10):2235-45. Epub 2003 Jul 7. Vernon JA, Meikle MB. Tinnitus: clinical measurement. *Otolaryngol Clin North Am*. 2003 Apr;36(2):293-305, vi. Vernon J, Griest S, Press L. Attributes of tinnitus and the acceptance of masking. *Am J Otolaryngol*. 1990 Jan-Feb;11(1):44-50.

Wang J, Ding D, Salvi RJ. Functional reorganization in chinchilla inferior colliculus associated with chronic and acute cochlear damage. *Hear Res*. 2002 Jun;168(1-2):238-49.

Microphones directionnels : Revue de technologie

Jean-Baptiste Delande

Audioprothésiste D.E., Annecy.

Alexandre Gault

Audioprothésiste D.E., Compiègne.

Les audioprothésistes ont maintenant depuis plus d'une quinzaine d'années une offre technique généralisée intégrant des systèmes de microphones aux capacités plus ou moins directives. Après en avoir fait un rappel historique et technique, l'objectif de cet article est d'éveiller le sens critique des professionnels de la correction auditive sur les différences technologiques de cet élément de base du traitement du signal dans les aides auditives en 2010. Nous essayerons de répondre à cette simple question : l'ensemble des systèmes de microphones directionnels de l'industrie se valent-ils et auront-ils le même intérêt pour nos patients ?

Notre défi principal en tant qu'audioprothésiste est : « d'aider les malentendants atteints de pertes auditives neurosensorielles à comprendre dans le bruit. ¹ » La sénescence cochléaire associée à une modification de la sonie, une dégradation de la discrimination en milieu bruyant, ce dernier élément est la problématique essentielle des industriels de la correction auditive. Le bruit est omniprésent dans l'écoute active, soit dans plus de 60% des situations où la discrimination de la parole est nécessaire. Près de 75% de ces environnements sont configurés de telle sorte que le signal utile est face à l'auditeur et que les sources de bruits proviennent d'autres directions ². Grâce à ses propriétés anatomophysiologiques, l'oreille est normalement apte à détecter et à discriminer la parole dans des situations mêmes critiques où le niveau sonore du bruit environnant peut atteindre celui généré par le signal utile. On considère ainsi que pour un rapport signal sur bruit d'un environnement sonore de

0dB, un bien entendant est en mesure de comprendre 50% de l'information utile ³. Pour les déficients auditifs presbycusiques, il existe une comparaison entre la perte auditive moyenne et le rapport signal/bruit (S/B). (Figure 1).

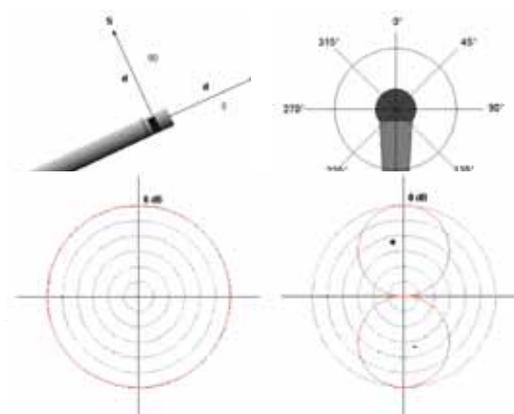
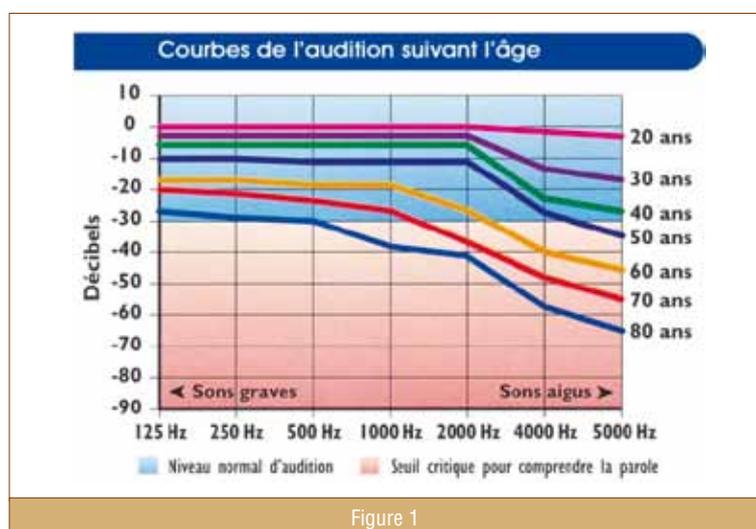
Perte auditive moyenne	Perte de rapport signal sur bruit
30 dB HL	4 dB
40 dB HL	5 dB
50 dB HL	6 dB
60 dB HL	7 dB
70 dB HL	9 dB
80 dB HL	12 dB*
90 dB HL	18 dB*

En conclusion, l'implémentation de traitements de signaux destinés à optimiser l'émergence de la parole dans le bruit est pertinente car chaque dB de S/B gagné induit une amélioration conséquente de la discrimination de la parole dans les situations difficiles. L'adjonction de systèmes microphoniques est donc une solution tout à fait convaincante pour conduire ces objectifs.

1

Technologies des systèmes microphoniques directionnels

Les microphones possèdent des qualités intrinsèques permettant aux industriels d'améliorer le S/B pour aider le déficient auditif appareillé.



Le diagramme de directivité que l'on pourra alors déterminer, permettra de donner la sensibilité du microphone en fonction de l'angle d'incidence. L'appellation de la

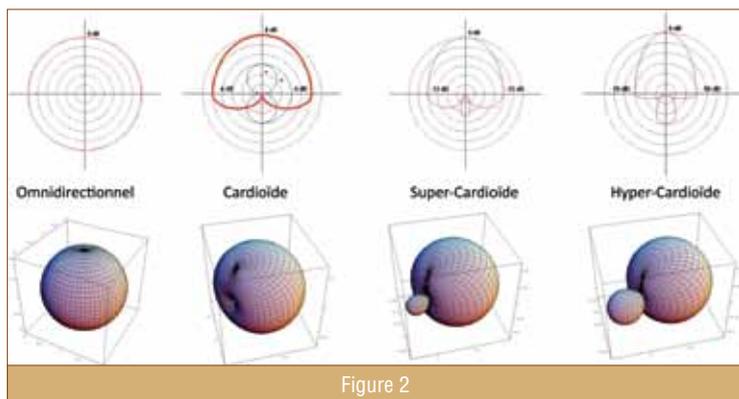


Figure 2

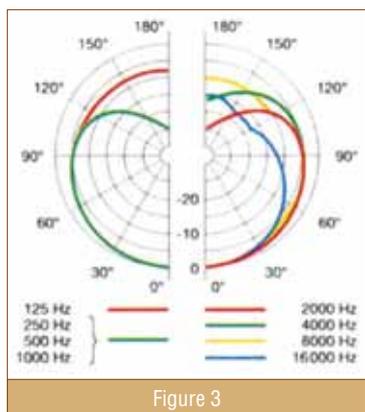


Figure 3

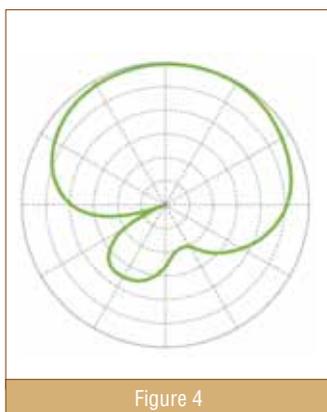


Figure 4

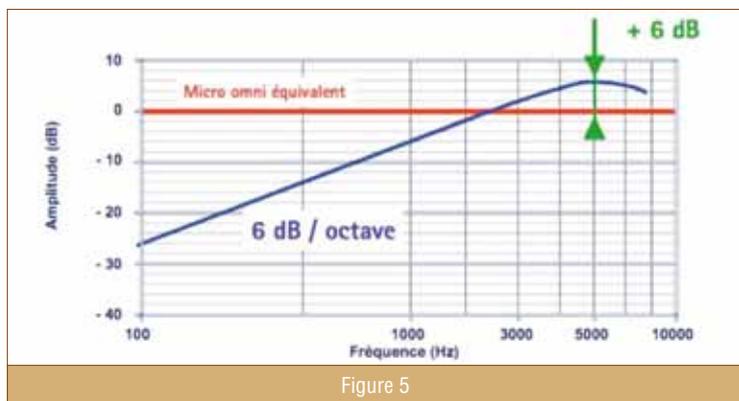
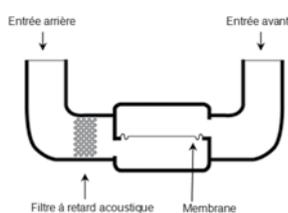


Figure 5

directivité d'un microphone sera fonction du diagramme polaire général de directivité de celui-ci. Les deux types primaires que l'on appelle « harmoniques sphériques » ; Omnidirectionnel et Bidirectionnel (ci-dessus), vont servir de base au développement d'une infinité de types composites, (Figure 2).



Bien que ces caractéristiques composites soient issues des 2 primaires, cela ne signifie pas que tous les microphones possédant ces directivités soient obligatoirement composés

de 2 capsules. De plus, lorsque l'on donne la directivité d'un microphone, on a tendance à simplement évoquer sa caractéristique directionnelle intrinsèque. Cette information est nécessaire mais pas pour autant suffisante, car la directivité varie en fonction de la fréquence (figure 3) et est sujette entre autre, à la diffusion de l'effet d'ombre de la tête et du torse (figure 4) dans le cas d'une aide auditive placée sur l'oreille de l'utilisateur.

1.1. Microphone directionnel fixe mécanique

Dans le domaine audioprothétique, du plus loin où nous avons retrouvé mention de microphone directionnel, nous renvoie à la fin des années 60 avec la série 568 d'Oticon qui intégrait un capteur à gradient de pression.

Grâce à un système ingénieux à double entrée, ce produit permettait d'obtenir un effet directionnel efficace, simple, petit, robuste et économique. Si l'on estime que l'entrée avant du microphone capture principalement un signal de parole (interlocuteur) bruité dont le signal perturbant est légèrement décalé par rapport à la capture du bruit plus ou moins isolé par l'entrée. Afin d'atténuer ce bruit, le système à double entrée possède un filtre à retard acoustique implémenté au niveau de l'entrée arrière afin de faire coïncider précisément les signaux de bruit arrivant de l'entrée avant et arrière. La membrane « microphonique » recevant les deux signaux synchronisés, le bruit sera neutralisé par simple opposition de phase. Le signal perturbant sera alors théoriquement éliminé et ne restera alors que le signal de parole qui lui vient presque exclusivement de l'avant (Figure 5).

Cette solution acoustique apporte beaucoup d'avantages mais est beaucoup moins sensible dans les basses que dans les hautes fréquences. Cette conséquence peut être saluée comme une contribution à l'amélioration de l'intelligibilité vocale, cependant la sonorité des aides auditives en sera moins naturelle dans des situations sonores ou justement la capture ne nécessite pas d'être directive. Les AA possédant cette technologie possèdent donc un mode directionnel difficilement débrayable qui malheureusement n'est pas adapté pour toutes les situations sonores rencontrées.

1.2. Système multi-microphones directionnel

Sur le principe de la gestion de l'effet retard entre la captation d'un signal avant et arrière, une nouvelle technologie a été mise au point dans les années 70. Son principe en est simple, à l'instar du microphone à double entrée, les deux entrées ont été remplacées par deux microphones omnidirectionnels. Par le biais d'une gestion électrique d'un retard sur le microphone arrière, les deux signaux de bruit vont « théoriquement » être en opposition et être maîtrisés.

Cette technologie est efficace mais un peu moins robuste. Elle donne l'avantage de pouvoir passer d'un mode directionnel à un mode omnidirectionnel via une commutation qui peut être mise à la disposition de l'utilisateur. C'est de plus une étape technologique indispensable ouvrant les portes aux algorithmes du traitement numérique (Fig.6).

La distance entre les microphones étant stable et connue, le délai ajouté au signal arrière va être facilement déterminé pour obtenir l'effet le plus directionnel possible. Le retard étant dans cette technologie géré électriquement (et plus physiquement), il va donc être possible de faire varier ce délai ou bien la sommation par pondération et créer ainsi un nombre infini de diagrammes polaires (Figure 7).

Dans cette logique de développement, de nombreuses équipes ont poussé le concept en utilisant des solutions multi-microphonique⁹. Celle-ci donne d'excellents résultats en termes de S/B pouvant aller de 5 à 12 dB d'amélioration, mais leurs dimensions et leurs difficultés d'usage ne les rendent pas compatibles avec l'utilisation dans une aide auditive (Figure 8).



Figure 8 : Source Oticon - Etymotic Research

1.3. Système multi-microphones directionnels adaptatif

Une des limites de performances de ces technologies est de ne pas prendre en compte la variabilité des situations du signal utile et du bruit sur l'azimut. Les 2 systèmes vus précédemment apportent un S/B très respectable dans la mesure où la parole est à l'azimut 0°, que le bruit se situe statiquement pour sa part à l'azimut 180° et que le bruit et le signal utile soient décorrélés. C'est la raison pour laquelle, la recherche en électroacoustique s'est orientée vers des systèmes ayant une directivité adaptative pour s'adapter à la situation d'écoute vivante (figure 9).

Sur le principe précédent à double microphones, ce système va avoir pour objectif d'évaluer les caractéristiques du filtre permettant d'obtenir la meilleure atténuation possible du bruit (Beamformer). Le filtre est continuellement asservi par le signal de sortie de telle sorte que l'erreur entre le signal perturbant capté par le microphone source et le signal filtré et délivré par le microphone de référence soit la plus faible possible.

Exemple du système Griffiths Jim (Figure 10)

Adaptation d'un prétraitement destiné à réduire l'effet de la distance inter-microphone et de minimiser les effets liés à la capture du signal utile par le microphone de référence. Amélioration du S/B de 2,26 dB (Kemp 2008).

Exemples de concept d'application (Figures 11 et 12)

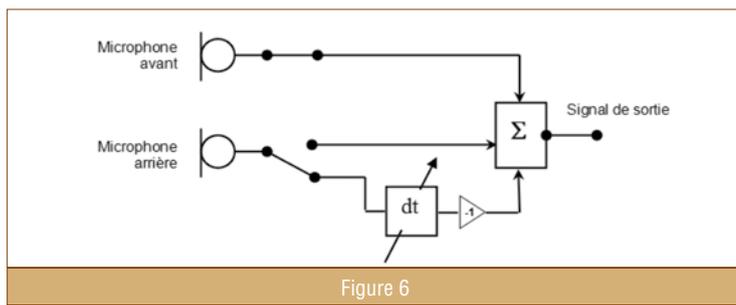


Figure 6

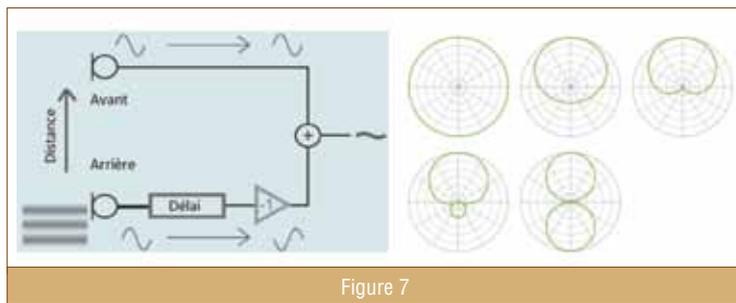


Figure 7

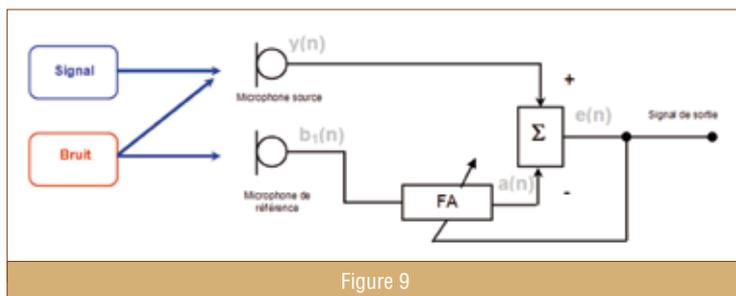


Figure 9

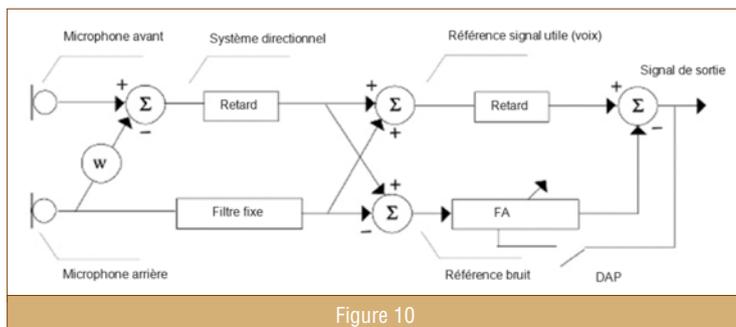


Figure 10

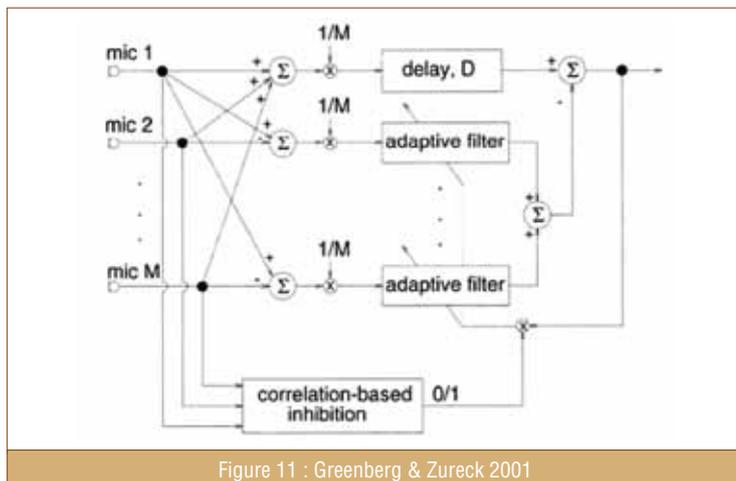


Figure 11 : Greenberg & Zureck 2001

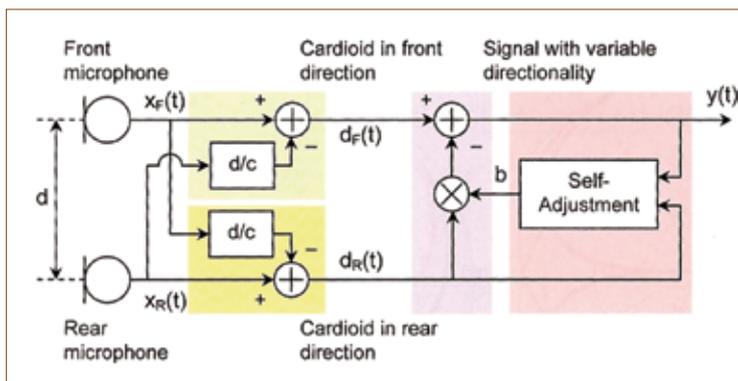


Figure 12 : Schaub 2008

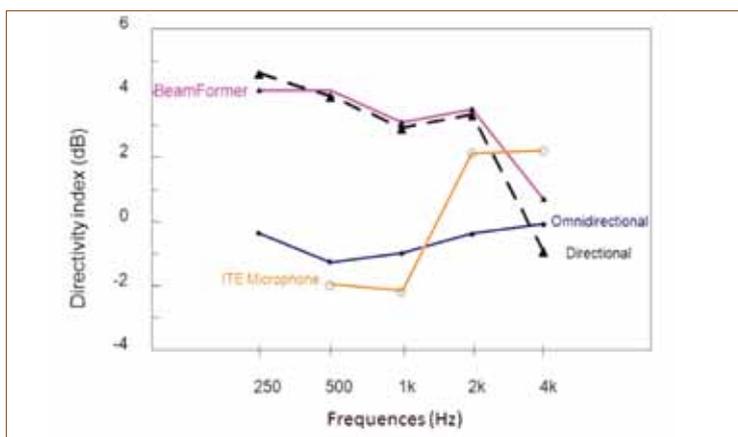


Figure 13

2 Influences des variabilités techniques

Comme nous l'avons vu précédemment les technologies améliorant la directivité microphonique ont des capacités variables. La caractéristique majeure permettant de quantifier en dB la capacité d'un élément à séparer le signal utile du bruit perturbant est l'indice de directivité (ID). Pour le déterminer, on réalise ces mesures avec un signal venant de l'azimut 0° et dans un bruit de fond diffus.

La figure 13 nous permet de visualiser les différences d'ID d'un contour d'oreille omnidirectionnel, d'un contour directionnel fixe et d'un directionnel adaptatif. Puis d'un intra-auriculaire profitant de l'effet directionnel du pavillon. Pour ce dernier il est intéressant de constater que cette particularité de réponse liée au positionnement du microphone dans le méat acoustique externe a été appliquée dès 1967 par Widex et sa première génération de Locator (contour d'oreille à double tubulure) ou bien par Advanced Bionics en 2002 et l'accessoire microphone T-Mic.

2.1. Distance inter-microphones

La distance comprise entre les deux microphones d'une aide auditive est variable. Tout d'abord, cette distance est essentielle pour fournir une bonne sensibilité avant du système microphonique. Plus les entrées des microphones sont proches les unes des autres, plus le déphasage de

capture microphonique est petit ; donc moins le système est sensible par rapport à la réponse d'un microphone omnidirectionnel. Pour pallier à cette variabilité de sensibilité (plus importante dans les BF), il est possible de rectifier cette déperdition qui ne sera pas sans effet quant à l'adjonction de bruit équivalent à l'entrée. Le juste équilibre en distance inter-microphones et niveau de bruit de fond est donc pertinent. Cette distance inter-microphones est tout aussi importante quant à son impact sur l'effet directif. Nous pouvons déduire que plus cette distance est petite, plus la corrélation entre les signaux capturés par les microphones est importante. Il n'est pas possible d'attendre d'un système les mêmes capacités avec deux transducteurs ayant un espacement variant du simple au triple. Si l'on prend par exemple, le cas des aides auditives à écouteur déporté haut de gamme disponibles sur le marché en 2009, la distance inter-microphones varie de 4 à 13mm avec une moyenne s'établissant autour de 8mm¹⁰. A l'évidence, les performances de ces systèmes ne vont pas être comparables. Il est intéressant de faire une simulation à l'aide d'un logiciel de simulation tel que celui de la société Gennum (Sound Design Technologies) qui a créé et mis en ligne ce genre d'outil très instructif : http://www.sounddesigntechologies.com/support_Education.php

Si nous faisons varier par exemple la distance inter-microphonique de 4 à 13mm pour une fréquence de 1kHz. Nous obtiendrons alors un indice de directivité de 4,7 dB pour un espacement de 4mm, alors que cet indice passera à 6 dB pour un espacement de 13mm. Un dernier point lié à cette variable dépend de la différence de temps d'arrivée d'un signal incident entre les microphones d'un même système. Si le signal présente des caractéristiques spectrales telles qu'elles correspondent à un multiple du double de la distance inter-microphonique, le système induira une atténuation totale de ces mêmes caractéristiques. Ainsi plus la distance inter-microphonique est importante, plus le système a des chances d'inhiber des informations spectrales contenues dans la bande passante de l'aide auditive. A titre d'exemple, pour une distance de 12 mm, la réponse du système présentera une encoche aux alentours des 14,2 kHz soit au-dessus de la bande passante d'une aide auditive. Tandis que pour une distance de 20mm cette encoche sera aux alentours des 8,5 kHz soit dans la bande passante de l'aide auditive.

2.2. Appairage des microphones

Selon les données vues précédemment sur le principe de fonctionnement des systèmes directifs, il va donc être indispensable que les deux microphones soient correctement appairés. C'est-à-dire que l'évolution de leurs caractéristiques intrinsèques soit connue et prise en charge l'un vis-à-vis de l'autre.

L'appairage en amplitude (figure 16, 17 a et 17 b)

Si le microphone arrière, par ses modifications des caractéristiques intrinsèques, apporte une légère distorsion en amplitude du signal (fig. 16). Cela va fortement influencer la directivité du système. Dans l'exemple ci-dessous, une

variation de 0,25dB d'amplitude à 250 Hz va faire passer d'un mode hyper-cardioïde à un mode omnidirectionnel. Cette très légère variation en amplitude peut réduire à néant tout effet directionnel s'il n'est pas identifié et surtout pris en considération.

Exemples de données des industriels de l'audio-prothèse sur les ID de leurs produits (Fig.14 et 15)

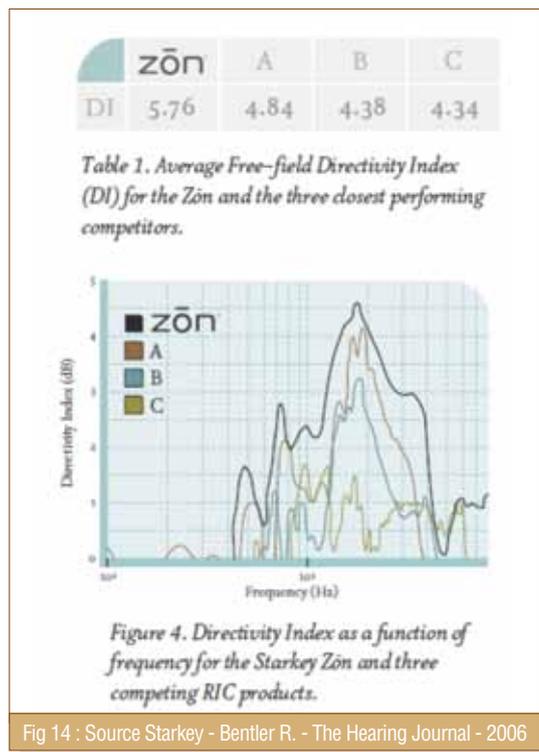
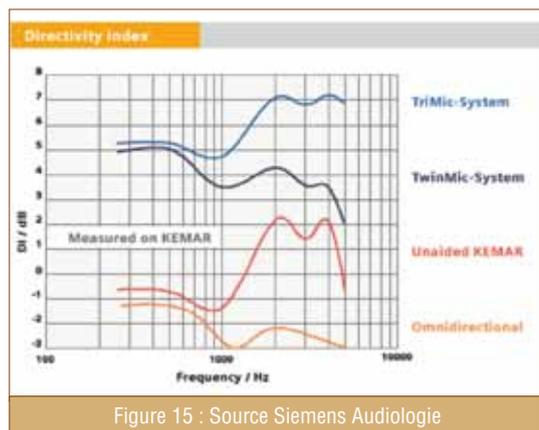
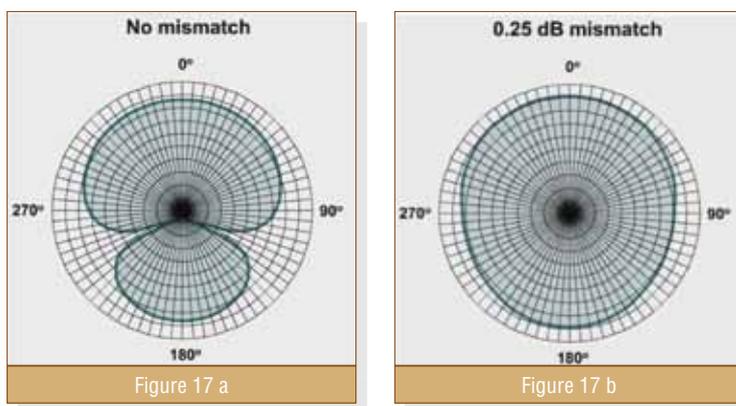
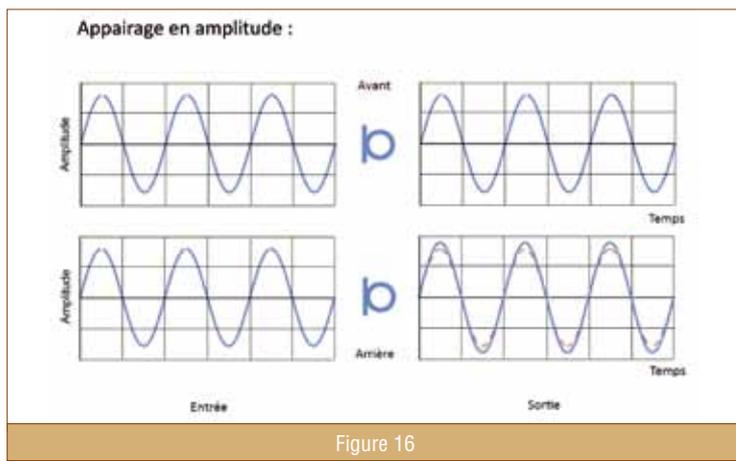


Fig 14 : Source Starkey - Bentler R. - The Hearing Journal - 2006



L'appairage en phase (figure 18, 19 a, b et c)

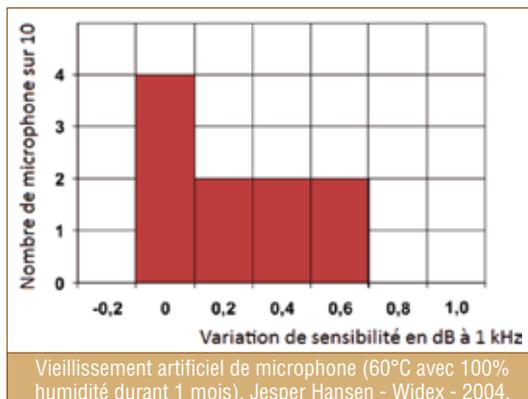
De même pour la phase, si le microphone arrière apporte une distorsion de seulement +2° ou -2° à 250 Hz (figure 11 a et b). Notre système multi-microphonique va passer d'un mode hyper-cardioïde à un mode cardioïde suite à une variation de +2° de phase. De même, il va passer d'un mode hyper-cardioïde à l'azimut 0° à un mode hyper-cardioïde inverse à 180°. Par suite les indices de directivité de ces systèmes vont passer de 6dB (référence) à 4,7dB et même à -0,9dB pour une variation de phase de -2° seulement.

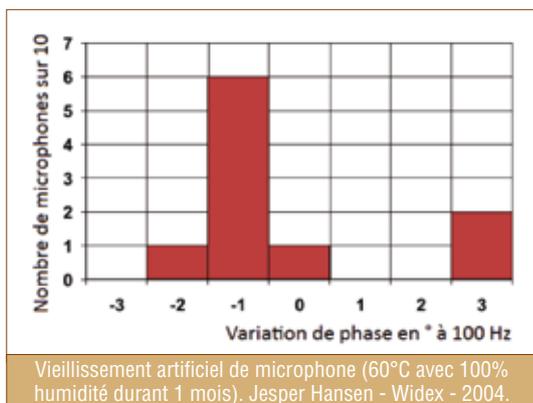
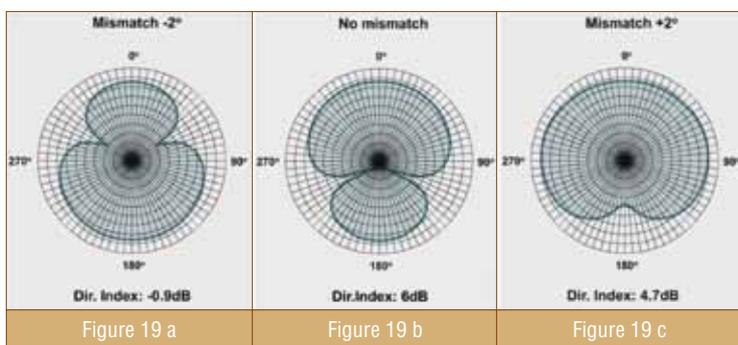
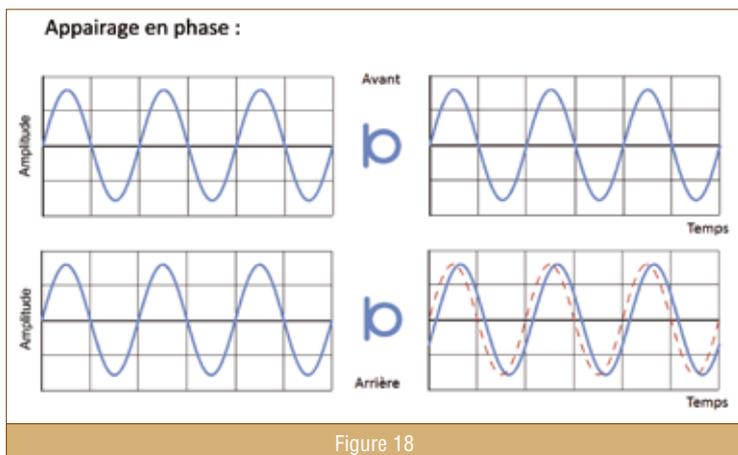


Nous ne pouvons pas remettre en doute l'influence considérable des risques d'une faible distorsion entre les deux microphones pour maintenir la directivité attendue. Par contre, nous nous sommes interrogés sur la prévalence de ces distorsions. Est-ce que ces distorsions arrivent fréquemment dans nos aides auditives ?

En 2004, Jesper Hansen a soumis des aides auditives neuves de même marque (ce qui a peu d'influence car les transducteurs utilisés par l'industrie de l'audioprothèse sont à plus de 80% fournis par la société Knowles) n'ayant subi aucune chute ou autre mauvais usage, à un vieillissement accéléré. Pour cela les aides auditives ont été placées durant un mois dans un environnement saturé en humidité (100%) et à une température de 60°C.

Voici les résultats de ces tests :





On notera premièrement que seulement 4 appareils auditifs sur 10 n'ont pas présenté de variation d'amplitude et seulement 1 sur 10 n'a pas présenté de variation de sa phase. Les variations d'amplitude ont pu s'élever jusqu'à 0,6 dB à 1 kHz ce qui est considérable ! (Cf. l'explication précédant avec seulement une variation de 0,25 dB)

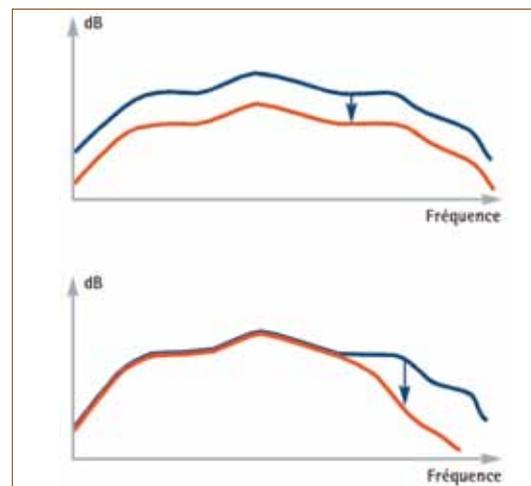
Pour les distorsions de phase, Hansen a retrouvé des variations allant de -2° à +3° à 10Hz. Ces variations sont également très importantes et comme nous l'avons vu précédemment, elles auront une forte influence dans les performances du traitement du signal souhaité. Nous pouvons donc conclure de manière croisée que l'ensemble des microphones des aides auditives vont présenter une distorsion en amplitude et/ou en phase rapidement et que sans contrôle d'appairage, la directivité microphonique va disparaître ou pire va être opposée. Les industriels ont rapidement pris en compte ce risque et le gèrent dans leurs aides auditives selon différentes philosophies.

Le premier point essentiel est de savoir à quel moment l'aide auditive contrôle l'appairage de ces microphones. On retrouve des produits en cours de commercialisation en France, qui sont appairés lors :

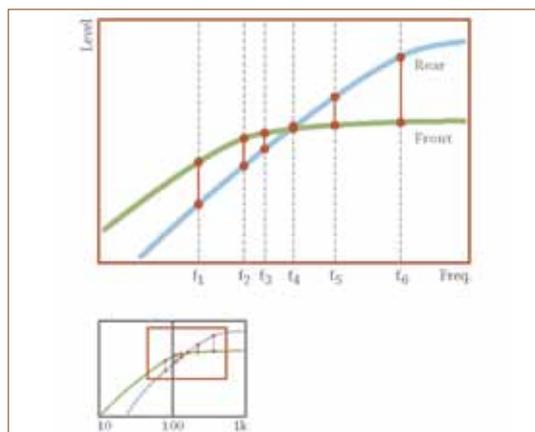
- de la fabrication du produit à l'usine,
- du retour de l'aide auditive chez le fabricant ou distributeur pour une réparation ou un contrôle qualité,
- de chaque programmation chez l'audioprothésiste,
- de la mise en route de l'aide auditive,
- de chaque intervention de l'utilisateur (changement de programme, volume, etc...),
- d'un contrôle automatique toutes les x minutes,
- d'un contrôle automatique continu, soit plusieurs fois pas seconde.

Cet élément est fondamental à connaître, mais difficile à obtenir en toute transparence de la part des industriels. Il va sans dire qu'une aide auditive ayant un appairage de ses microphones uniquement lors d'une visite chez l'audioprothésiste ne va pas pouvoir maintenir correctement son comportement dans le bruit. D'où la problématique présentée lors de l'AAA en 2008 par une étudiante en audiologie : « Pourquoi les appareils auditifs omnidirectionnels donnent de meilleurs résultats dans le bruit que les appareils auditifs directionnels au-delà de la 5ème année de port ? »

Le second point important concernant l'appairage des microphones est de savoir comment celui-ci est réalisé



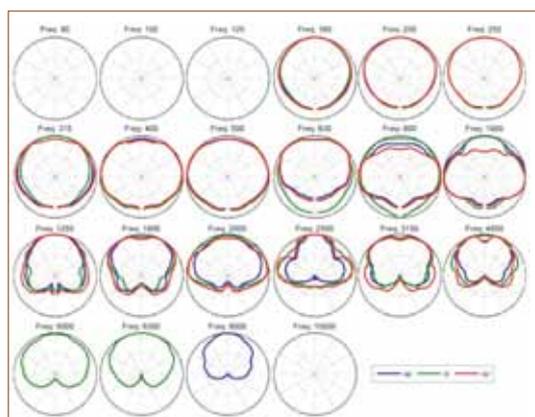
Il est souhaitable que cet appairage se fasse précisément pour prendre en compte le fait qu'une distorsion due au vieillissement du microphone n'a pas une action uniforme sur l'ensemble de ses caractéristiques. L'intérêt de procéder à un traitement multi-canaux augmente donc les chances d'aboutir à un comportement plus robuste dans le temps. Il en va de même pour l'appairage en phase où la gestion multi-points proposée par certains industriels est également la solution de sécurité pour maintenir les performances de l'aide auditive délivrée à nos patients.



2.3. Traitement multi-canal

La technologie numérique offre des possibilités d'algorithmes infinies. Au niveau de la directivité des aides auditives, cela permet de développer une « série de microphones directionnels discrets ». En d'autres termes, les appareils auditifs de dernières générations possèdent un certain nombre de systèmes apportant une directivité à chaque canal fréquentiel. L'origine du traitement de la directivité multi-canal est double.

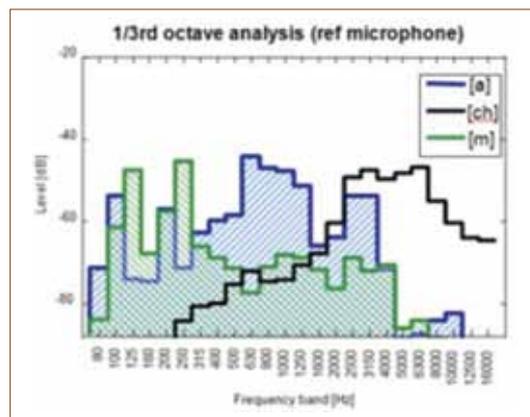
- D'une part, comme nous l'avons vu précédemment, les microphones omnidirectionnels, cardioïdes et hyper-cardioïdes n'ont pas les mêmes performances en fonction de la fréquence du signal à traiter. De plus, les caractéristiques acoustiques des environnements clos rencontrés par les utilisateurs sont d'autant plus variables : elles induisent des phénomènes de diffusion dépendant du spectre du signal sonore qui influencent considérablement la capture de ce dernier.
- D'autre part, à la fois les scènes sonores et plus précisément les phonèmes présentent de grandes variations spectrales qu'il vaudra mieux traiter de manière différentes.



Le traitement multi-canal va alors permettre d'améliorer spécifiquement le S/B dans les BF, les médiums et les HF. Cela réduira l'impact du bruit dans certains cas et conservera un maximum d'informations spectrales pour préserver la meilleure intelligibilité possible dans d'autres canaux.

Plus l'appareil auditif présentera de canaux pour ce traitement spécifique, plus l'utilisateur de cette aide auditive sera susceptible d'avoir un S/B en sa faveur. En 2009, sur une analyse de 7 RIC haut de gamme, le nombre de canaux de traitement de la directivité adaptative pouvait aller de 4 à 33 canaux ¹⁰.

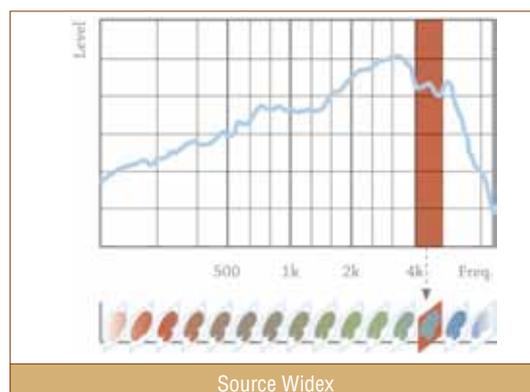
Cet écart est très important et n'est donc pas sans conséquence sur la performance de l'amélioration du S/B recherché par tous les malentendants appareillés.

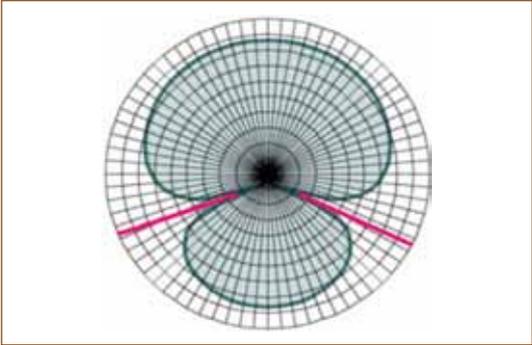
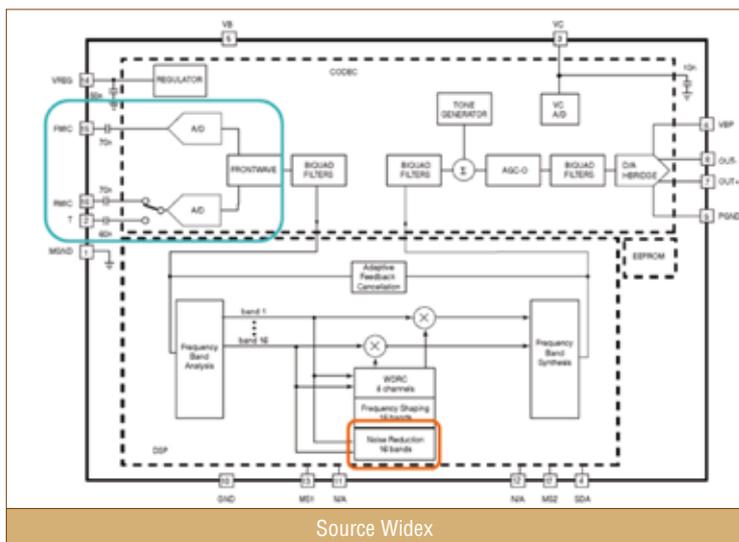


2.4. Autres conséquences et intérêts de la directivité

Jusqu'à présent, nous nous sommes intéressés à la partie du diagramme polaire qui présente l'indice de directivité maximum d'un microphone ou d'un système multi-microphones. Mais ce diagramme polaire présente également des zones où l'ID est faible voir nul, c'est ce que l'on appellera : cuspide d'atténuation. (en rose sur le graphe de droite).

Certaines aides auditives utilisent ces caractéristiques polaires de leur système microphonique pour la gestion du Larsen. Après identification des caractéristiques du Larsen, la gestion multi-canal de la directivité va pouvoir limiter voire éliminer ce phénomène acoustique « polluant » uniquement dans les canaux incriminés. D'où encore une fois, l'importance d'un système à traitement multicanal car une atténuation de la réponse d'un des microphones induit indéniablement une modification de l'effet directif du système.





Comme nous l'avons vu dans la partie A., les systèmes directionnels réalisent aisément des courbes polaires avant ou arrière, mais dans une configuration à 2 microphones, il est impossible d'obtenir une focalisation latérale. Cette capacité est envisageable avec 4 microphones via la communication inter-aurale que proposent depuis quelques mois les principaux fabricants d'aides auditives.

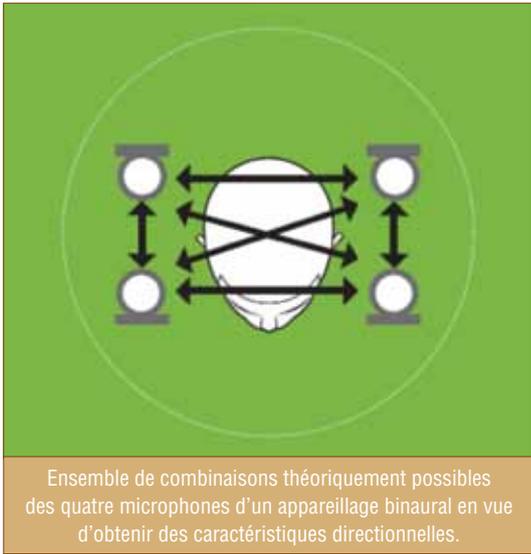
Avec cette communication ainsi que la gestion des modes de directivité en temps réel, la technologie de la correction auditive s'approche toujours un peu plus près de la nature. La gestion de l'effet d'ombre de la tête et du pavillon permet de maintenir une localisation spatiale tout en améliorant le plus possible le S/B qui cause tant de soucis au déficient auditif.

	Omnidirectionnel	Directionnel
Effet de proximité	Non	Oui
Localisation spatiale	Possible	Délicate
Dynamique de la sonie	Fort	Faible
Coloration hors-axe	Légère et lisse	Marquée et irrégulière
Sensation de sonie	Bonne	Faible
Dynamique des plosives	Faible	Plus élevée
Sensibilité au vent		
Distorsion harmonique	Faible	Supérieure

3 Conclusion

- Les microphones directionnels présentent une sensibilité inférieure dans les BF, ce qui réduit les capacités de localisation spatiale et la sensation de sonie. Ces conséquences sont variables en fonction de la distance inter-microphones.
- Les systèmes microphoniques directionnels sont technologiquement différents et donc leur influence sur l'amélioration du S/B peut être performante, nulle voir catastrophique pour l'utilisateur d'une aide auditive.
- Dans le cas des adaptations de type 'Open' les systèmes directifs ont une influence réduite par rapport à une adaptation plus occlusive. Néanmoins, ce traitement garde un intérêt dans les HF¹⁸ et même un apport réduit sur le reste de la bande passante est utile pour une optimisation de la discrimination de la parole dans le bruit²².
- Dans le cas de surdités sévères à profondes, les systèmes directifs ont une influence faible mais notable pour l'amélioration du S/B pour les primo-correction¹⁹.
- Dans l'état actuel des technologies, même si de nombreux scientifiques travaillent sur l'intérêt des microphones directionnels dans la vie quotidienne des enfants^{20,21}, ce traitement du signal n'est pas optimisé aux stations couchées ou semi-couchées du jeune enfant.
- En termes de psychoacoustique, les influences du type de diagramme polaire d'un microphone ont de grande variabilité. (Cf. tableau ci-contre)

Le choix d'une aide auditive « directionnelle » n'est pas anodin dans le résultat prothétique immédiat et permanent.



Mais au même titre que la gestion du Larsen, le système microphonique directionnel adaptatif est au cœur du traitement numérique du signal. Il va donc, en fonction des différentes philosophies acoustiques et audiolgiques des industriels, avoir une action indirecte sur les réducteurs de bruit, la gestion de la dynamique, la gestion de l'acoustique de l'aide auditive, etc. . .

Une des raisons pour laquelle, cet élément du traitement du signal d'une aide auditive fait l'objet de cet article, est son importance capitale dans l'ensemble de l'amélioration du S/B du malentendant appareillé.

4

Bibliographie

1. Dillon Harvey - Hearing Aids - 1999.
2. Vanpoucke Filiép - Spectral subtraction algorithms and experiments - Lernout 1 Hauspie Speech products, Report L1H-SH-97-003 - Janvier 1997.
3. Haykin S., Adaptive Filter Theory, Second Edition - Prentice-Hall - 1991.
4. Poiron Gwendal - Objectif Image - avril 2004.
5. Katz, Brian F.G. & d'Alessandro Christophe, Directivity measurements of the singing voice - 19th ICA, Madrid - septembre 2007. LIMSI CNRS.
6. Gault Alexandre - Les systèmes d'annulation de bruit dans les aides auditives - Examen de probatoire diplôme d'ingénieur CNAM. 25 juin 2007.
7. Kühnel Volker, Checkley Paul C. - Focus 26 - Phonak.
8. Bentler, R., Wu, Y., & Jeon, J. (2006). Effectiveness of directional technology in open-canal hearing instruments. The Hearing Journal, 59, 40-47.
9. André Philippe - « Principe de fonctionnement et directivité des microphones utilisés dans les aides auditives. Etude d'un nouveau traitement de directivité microphonique : pondération multipolaire ». Prix du C.N.A. 2009.
10. Chan-Ckong Romy, Duhoux Chloé et Porte Bastien - TP d'audioprothèse 3ème année Fougères - 24 novembre 2009.
11. Hansen Jensen - Diva Locator technology - Widex internal training - 2004.
12. Rybak Fanny - Mémoire acoustique chez les oiseaux : aspects neurobiologiques et comportementaux.
13. Ching T., Dillon H., Does directional microphone technology in hearing aids benefit young children in real life ? - The Hearing CRC.
14. Yacullo William S. SNR advantage of binaural HA and Mic Dir in different level of reverberation
15. Renard Christian - Stéréophonie : Tests psychoacoustiques - E.P.U. 2008.
16. Torreani Marco - Inteo, considérations sur une aide auditive pas comme les autres - 1er juin 2006.
17. Delande Jean-Baptiste - Microphones Directionnels et Psychoacoustique - E.P.U. 2009.
18. Kuk Francis - Directional microphone with hearing aids in open fitting - Hearing Journal 2007.
19. Potts L, Valente M, Voll L. Performance of a dual-microphone hearing aid with severely hearing-impaired individuals. Presented at American Academy of Audiology Annual Convention; 2000 Mar 17; Chicago, IL.
20. Ching Teresa, Prescription of directional microphones for children - Research group Melbourne - 2009.
21. Kuk Francis - Directional fitting adjustments with young patient - Hearing Journal - 2007.
22. Klempe Emily J et al. - Speech perception in noise using directional microphone in Open-Canal hearing aids - Journal of American Academy of Audiology - 2008
23. Griffiths Lloyd J, & Jim Charles W, - An alternative approach to linearly constrained adaptive beamforming - IEEE - 1982



Précis d'audioprothèse

Production, phonétique acoustique
et perception de la parole.

Édité par ELSEVIER MASSON SAS
ISBN N° 978-2-294-06342-8

Logiciel La Cible Méthodes de Choix Prothétique

Pré-réglage : Xavier Renard - Membre du CNA
CTM : François Le Her - Membre du CNA
Production : Collège National d'Audioprothèse
Réalisation : Audition France Innovation



Précis d'audioprothèse - Production, phonétique acoustique et perception de la parole

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

La Cible - Méthodes de Choix Prothétique - Pré-Réglage - CTM

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

Soit un règlement total (exonéré de TVA) €

Nom..... Prénom.....
 Société

Adresse

Code postal Ville

Tél Fax

E-mail

Bon de commande à envoyer avec votre chèque à : Collège National d'Audioprothèse
 10 rue Molière - 62220 CARVIN - Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

La communication inter-prothétique améliore-t-elle seulement la manipulation ?

Carl SCHLEICHER
Lausanne Audioprothésiste D.E.

Introduction

Cet article traite de la localisation sonore et de la compréhension dans le bruit. Travaillant essentiellement avec des aides auditives de marque PHONAK et SIEMENS, je souhaitais étudier les effets des systèmes de communication inter-prothétique sur ces paramètres.

Tout d'abord, nous rappellerons les différents mécanismes de la localisation sonore. Nous commencerons par les mécanismes binauraux puis les mécanismes monauraux, sachant que les mécanismes binauraux sont les plus influencés par un appareillage stéréophonique et par le système de communication inter-prothétique. Nous rappellerons aussi l'avantage d'un appareillage stéréophonique pour la compréhension en milieu bruyant. Pour pouvoir étudier ces phénomènes, un protocole expérimental a été mis au point. Un nouveau test vocal dans le bruit a été créé pour les besoins de cette étude. Ce test sera détaillé dans son procédé et dans ses objectifs.

Ensuite, l'influence du système de communication inter-prothétique sur le mécanisme de localisation sonore a été étudiée de manière théorique puis de manière pratique. Pour cette étude pratique, dix patients ont été testés avec le protocole mis au point afin que les résultats soient reproductibles. Enfin, une analyse statistique de ces résultats a été menée afin de savoir s'il y avait une influence significative du système « e2e » sur la localisation et la compréhension dans le bruit.

1

Rappel théorique

1. Mécanisme de localisation sonore

La localisation spatiale auditive est caractérisée par trois composantes non indépendantes : localisation en élévation, localisation horizontale, localisation en distance. Pour Blauert (1996), la localisation auditive est « la loi selon laquelle la localisation d'un événement auditif est associée aux caractéristiques physiques d'un événement sonore ».

Pour la localisation horizontale différents types d'indices sont utilisés. Les indices nécessitant la comparaison des stimuli arrivant à chaque tympan sont les indices binauraux. Ils correspondent à la différence interaurale

d'intensité, de phase, de temps. D'autres types de caractéristiques acoustiques sont exploitables par le système auditif : ce sont les indices spectraux créés par le filtrage de l'oreille externe, de la tête et des épaules. Ces indices binauraux et monauraux sont utilisés par le système auditif central pour affiner la localisation de la source sonore.

1.1 Mécanisme binauraux

Lorsqu'un stimulus sonore se situe en dehors du plan médian, les caractéristiques acoustiques perçues par les deux oreilles sont différentes. Cela permet d'utiliser la différence interaurale de temps (Interaural Time Difference, ITD) et la différence interaurale d'intensité (Interaural Level Difference, ILD).

Différence interaurale de temps

La distance entre les deux oreilles, en contournant la tête, est le facteur physique responsable de la différence de temps dans la captation par les oreilles d'un son donné. Cette différence temporelle varie selon l'azimut de la source sonore. Il n'y a pas de différence temporelle pour une source située devant ou derrière l'auditeur. Si la source se déplace dans le plan horizontal à partir de l'azimut 0° ou 180°, la différence temporelle apparaîtra, augmentera progressivement et atteindra son maximum à l'azimut 90° ou 270°. Pour ces azimuts, la distance entre les oreilles est de 21,5 cm. La vitesse du son étant de 344 m/s, la différence temporelle maximale sera approximativement de 630 microsecondes (µs). Cette indication n'est pas absolue, puisque la distance entre les deux oreilles varie d'un individu à l'autre et la vitesse du son change avec la température de l'air. La différence interaurale de temps aura un impact plus ou moins important dans la qualité de la localisation selon l'enveloppe du son et les fréquences qui le composent. Pour les sons ayant des attaques rapides, la différence de temps peut être suffisante pour pouvoir localiser la source sonore mais dans le cas de son continu, c'est la différence de phase qui découle de la différence de temps qui sera interprétée pour localiser les sons. Seules les différences de phase variant entre 0° et 180° peuvent être interprétées correctement. La qualité de cette interprétation décroît rapidement à partir de 180°. Par exemple pour un déphasage de 360°, on

ne peut plus savoir s'il s'agit d'une différence de 0° , 360° ou 720° , ce type d'erreur existe pour tous les déphasages supérieurs à 360° .

L'efficacité de la différence interaurale de temps décroît rapidement, pour devenir complètement inutile pour les fréquences dont la longueur d'onde est égale ou inférieure à la distance entre les oreilles, soit au-dessous de 1500 Hz (Wightman et Kistler 1992).

Différence interaurale d'intensité

Pour les fréquences de 2000 Hz et plus, la tête devient un obstacle et la diffraction n'entre plus en compte ce qui a pour effet de créer une différence interaurale d'intensité qui varie en fonction de l'azimut de la source. Comme pour la différence interaurale de temps, la différence interaurale d'amplitude sera quasiment nulle quand la source sonore sera située aux azimuts 0° ou 180° . De même, la différence d'amplitude atteindra son maximum quand la source sera située aux azimuts 90° ou 270° . Il est toutefois très difficile de chiffrer précisément cette différence d'amplitude, pour la simple raison que la distance de la source sonore devient elle aussi un facteur. En effet, selon la loi du carré inverse, l'intensité de la source sonore décroît de 6dB à chaque fois que la distance par rapport à celle-ci double. Ceci a un impact direct sur la différence interaurale d'amplitude : pour un même azimut il y aura beaucoup moins de différence interaurale d'amplitude pour une source éloignée que pour une source rapprochée. Cependant, on a remarqué qu'une différence d'environ 15-20 dB donne l'impression d'un déplacement latéral complet correspondant aux azimuts maximaux. Ce chiffre est quasiment impossible à obtenir dans des conditions normales. On l'obtient seulement en laboratoire avec des signaux sinusoïdaux de fréquence très élevées. Il semblerait aussi que plus la stimulation est longue plus la qualité d'interprétation de la différence interaurale d'intensité est bonne.

1.2 Mécanisme monauraux

La localisation sonore dans le plan médian reste ambiguë si l'auditeur ne dispose que des indices binauraux. Ainsi, pour situer une source sur le plan médian, un auditeur utilise des indices dans le domaine temporel (phase monaurale) et dans le domaine fréquentiel (indices spectraux). Cependant, la phase monaurale ne rentrerait pas en compte dans la localisation spatiale. Les indices spectraux résultent de l'effet de filtrage du pavillon auriculaire. Ainsi, pour les fréquences supérieures à 2000 Hz, chaque variation angulaire d'une source sonore dans le plan médian se traduit par une modification de la réponse en fréquence : elle est due aux creux et aux bosses du pavillon de l'oreille. L'information utilisée étant uniquement d'ordre spectral, un son du type bruit blanc ou bruit rose sera plus facile à localiser. Toutefois, les sons naturels n'affichant pas ce type de signature spectrale très riche, à l'exception faite peut-être de l'eau en mouvement rapide, il peut persister une incertitude dans la localisation de la source sonore. Il

faut aussi considérer l'effet acoustique des autres parties de l'anatomie. La tête grâce à son diamètre d'environ 21 cm crée une zone d'ombre acoustique particulièrement utile pour les fréquences de plus de 500 Hz. Le filtrage linéaire créé par notre anatomie permet grâce à ses variations de définir une cartographie fréquentielle de l'espace. Sans ces indices spectraux, la localisation avant arrière est quasiment impossible sans mouvement de la tête.

2. Appareillage stéréophonique

On a vu que les mécanismes binauraux sont essentiels pour la localisation sonore et un appareillage monaural aura pour effet de perturber ces mécanismes. Afin de conserver une bonne localisation l'appareillage stéréophonique semble donc indispensable. Les règles fondamentales de la stéréophonie sont l'indépendance fonctionnelle des deux oreilles, la captation des sons au niveau de chaque oreille stimulée et la liberté de mouvement de la tête. L'appareillage binaural semble donc représenter l'appareillage logique afin de prendre en compte ces conditions selon Ross (1980). De plus, pour remplir les conditions de stéréophonie un appareillage doit respecter la stéréoacousie, c'est-à-dire la reconstitution d'une audition binaurculaire aussi symétrique que possible pour toutes les bandes de fréquences conversationnelles. Les appareillages stéréophoniques sont donc les plus proches de l'audition du normo entendant et ils vont donc permettre la meilleure localisation possible en ne perturbant au minimum les mécanismes de celle-ci. L'autre intérêt de l'appareillage stéréophonique est une augmentation de la sensation subjective d'intensité de l'ordre de 6dB aux niveaux supraliminaires. De plus une émergence de la parole sur un bruit de fond est possible ce qui se traduit par une meilleure compréhension dans les milieux bruyants.

3. Localisation et compréhension dans le bruit

La localisation représente un facteur important de la compréhension des conversations en groupe ou dans le bruit selon Dehaussy et Vesson (2007). Elle permet de savoir de quel interlocuteur ou de quelle direction provient un stimulus sonore et ainsi de compléter la stimulation auditive par une stimulation visuelle comme par exemple l'observation des gestes du visage, du mouvement des lèvres. Cela est indispensable pour la lecture labio-faciale. Cette lecture labiale est un complément important pour la compréhension en milieux bruyants. De plus, une bonne localisation spatiale permet d'éviter un effet de panique chez certaines personnes (Kochkin 2003). Lors de conversations dans le bruit, si une personne ne peut pas situer la source sonore elle aura tendance à se focaliser sur le bruit. Cela aura pour conséquence de diminuer son intelligibilité. Cette localisation plus rapide permet donc une fixation de l'attention sur le message.

2

Protocole de test et matériel utilisé

Pour mettre en avant l'amélioration de la localisation sonore grâce aux systèmes de communication inter prothétique j'ai décidé de me servir de l'Indice de Gène en Localisation Sonore (IGLS) qui est un test de localisation spatiale ainsi que d'une audiométrie vocale dans le bruit mêlant la compréhension et la localisation, l'AVLBr. Pour que les différents tests soient comparables, un protocole a été mis en place afin que les mesures soient les plus fiables possibles.

1. Protocole de test

1.1 IGLS

Les patients sélectionnés pour ces tests sont appareillés de manière binaurale avec des appareils possédant une communication sans fil. Lors de l'arrivée des patients, l'ancienneté de leur appareillage est notée et le dataloggage est imprimé. On commence par un IGLS afin de vérifier si la localisation dans le calme est correcte. Si ce test montre une asymétrie de perception entre les deux oreilles appareillées à l'origine d'erreurs de localisations, un réglage est proposé au patient afin de rétablir au mieux la stéréocousie et un autre IGLS est pratiqué afin de vérifier ces nouveaux réglages. Pour le test suivant un patient sur deux commence par une série de test avec le « e2e » activé, le patient suivant commencera avec le « e2e » désactivé afin de limiter le phénomène d'habituation au test

1.2 AVLBr

L'AVLBr (dont le protocole est inspiré de celui de l'étude de (Nilsson et coll. 1994) est effectué. Pour ce test, le système des Hauts Parleurs (HP) de l'IGLS est utilisé. Ce test consiste à envoyer dans six HP un bruit de fond de type cocktail party et dans le 7ème HP les mots d'une liste de FOURNIER. La liste est parcourue en faisant varier pour chaque mot le HP d'émission. Le patient doit alors répéter le mot et désigner le HP qui l'a émis. L'intensité d'émission du mot (Is) est égale à l'intensité du maxima vocal plus 10 dB, si la vocale se détériore après le maxima vocale alors le test est pratiqué à ce niveau. Ensuite, le rapport signal/bruit est modifié et une nouvelle liste commence. Le rapport signal/bruit varie de -9dB jusqu'à +9dB par pas de 3dB. Pour qu'aucune suppléance mentale ne puisse intervenir entre le passage des listes, l'ordre d'émission des HP a été déterminé de manière aléatoire pour chacune des listes. Les erreurs de localisation sont comptabilisées de la manière suivante : si l'écart entre le HP d'émission et le HP désigné est de un HP alors l'erreur vaut un. Si l'écart est de deux HP alors l'erreur vaut deux etc... Une erreur de compréhension du mot vaut un point également et il suffit qu'un phonème du mot soit faux pour que le mot soit comptabilisé comme faux. Ce test permet de mettre en avant la relation qui existe entre compréhension et localisation dans le bruit. Ensuite le

paramètre de communication inter prothétique est restauré ou désactivé et ces mêmes tests sont recommencés.

2. Le matériel utilisé

Pour le test d'IGLS, on utilise un dispositif composé de sept HP disposés en demi-cercle ainsi qu'une chaîne de mesure GN Otometrics® AURICAL Plus faisant office d'audiomètre pour délivrer le signal sonore. Chacun des HP a été calibré de manière à ce que le signal émis soit à la même intensité au niveau de la tête du patient. Pour le test vocal, l'aurical est calibré de manière à ce que le signal émis par les six HP délivrant le bruit ait le même niveau que le HP délivrant le mot. Les listes de FOURNIER ont été choisies pour ce test car elles sont représentatives des mots utilisés dans une conversation courante. Pour éviter toute suppléance mentale dans l'ordre de passage des HP, un émulateur de nombre pseudo aléatoire a été utilisé pour déterminer cet ordre de passage. Sur l'ensemble des listes, chaque HP est utilisé le même nombre de fois.

3. Présentation des patients tests

Pour cette étude, la diversité des profils des patients est voulue. En effet, dans cette étude nous retrouverons aussi bien des patients appareillés depuis longtemps ou nouvellement appareillés. Toutes les tranches d'âge y sont représentées (de l'adolescent à la personne du quatrième âge). Cette diversité de profils a pour but d'être la plus représentative possible de la population appareillée de manière globale. Nous étudierons l'effet du système de communication interprothétique « e2e » sur la capacité de localisation spatiale et la compréhension en milieu bruyant. Certains patients sont équipés d'appareils de marque PHONAK et d'autres de marque SIEMENS. Cette étude a été faite sur dix patients. L'âge moyen est de 65.7 ans et l'ancienneté moyenne d'appareillage est de 6.45 années. Les patients ont une durée de port moyenne de 9 heures par jour.

3

Etude théorique

Cette partie de l'étude consiste à mettre en avant les avantages du système de communication inter prothétique « e2e ». Ce système a l'avantage de pouvoir maintenir un équilibre de gain, de microphone et de programme entre les deux appareils.

1. Equilibrage du gain

Lorsque les potentiomètres sont activés dans un appareillage binaural, le principal problème réside dans le fait que le gain n'est jamais le même pour les deux oreilles. Cela a pour conséquence de créer un déséquilibre. Cet écart entre les deux oreilles vient perturber la différence interaurale d'intensité et a pour conséquence une diminution importante des capacités voire une annulation de la

localisation importante, le patient ayant tendance à tout localiser du même côté.

2. Equilibrage des microphones

Un aspect souvent négligé est le fonctionnement de manière synchrone des microphones. En effet, selon une étude de Keidser et coll. (2006) et une autre étude de Hornsby et Ricketts (2005), si les microphones n'ont pas le même mode de fonctionnement pour les deux aides auditives alors il y a une perte de localisation. Si les microphones sont tous les deux omnidirectionnels ou directionnels, alors le bénéfice en localisation est de 40% par rapport à des microphones dépareillés. Le bénéfice en compréhension dans le bruit est de 1.5dB selon Mackenzie et Lutman (2005).

3. Equilibrage des programmes

Si les programmes ne sont pas les mêmes sur les deux oreilles, alors les deux problèmes précédemment cités se combinent. Il y a alors une distorsion de la différence interaurale d'intensité et de la différence interaurale de temps. Ces perturbations entraînent une détérioration majeure de la localisation spatiale.

4. Equilibrage des réducteurs de bruit

Les systèmes de réduction du bruit ont pour effet de modifier l'intensité du signal perçu par l'oreille. Si ces débruiteurs n'ont pas le même niveau de réglage, alors il peut exister un léger écart de niveau de sortie des appareils pour un même stimulus. Cet écart va perturber la différence interaurale d'intensité donc la localisation sonore.

La communication inter prothétique « e2e » permettrait donc de garantir un équilibre global de l'appareillage ainsi qu'une certaine harmonisation des réglages selon Powers et Burton (2005). Cette cohérence permettrait d'obtenir les bénéfices optimaux de la stéréophonie. De plus, dans de nombreux cas, les patients trouvent beaucoup plus pratique de n'avoir à manipuler qu'un seul appareil selon l'étude de Hickson (2005).

4

Interprétations des résultats

Le test pratiqué sur l'ensemble des patients a pour but de combiner la localisation et la compréhension. En effet, dans une situation de bruit la localisation de la source sonore est un facteur important pour la compréhension. Une courbe dite normative a été établie en testant neuf personnes avec une audition normale. Les résultats sont présentés dans le tableau 1 et la Figure 1 représente les résultats moyens.

Dans un premier temps nous étudierons l'effet du système « e2e » chez la personne malentendante grâce au test mélangeant localisation et compréhension.

Rapport S/B	+9dB	+6dB	+3dB	=	-3dB	-6dB	-9dB
Témoins							
P.E	0	0	0	1	1	3	5
B.E	0	0	0	1	2	4	6
V.G	0	0	0	0	1	5	5
S.R	0	0	0	2	3	4	5
C.S	0	0	0	1	2	3	4
A.B	0	0	0	1	2	5	6
D.B	0	0	0	0	2	4	4
L.S	0	0	0	2	1	3	5
M.S	0	0	0	0	2	3	4
Moyenne	0	0	0	0,89	1,78	3,78	4,89
Ecart type	0	0	0	0,78	0,67	0,83	0,78

Tableau 1 : Scores des témoins en fonction du S/B

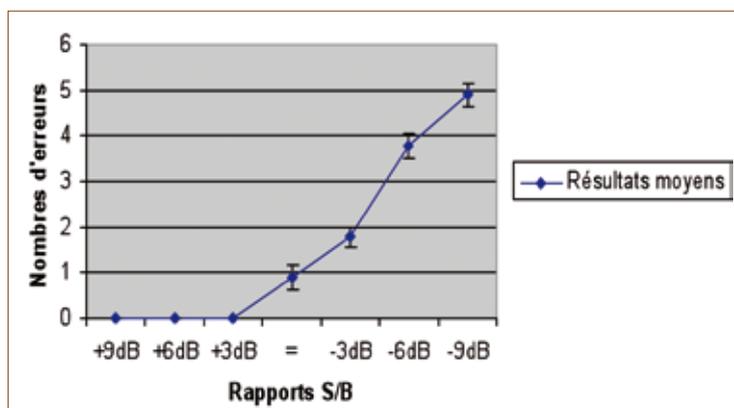


Figure 1 : Résultats moyens des témoins en fonction du S/B

Dans un deuxième temps nous observerons l'effet du système « e2e » sur la compréhension et la localisation spatiale en milieu bruyant de manière indépendante.

Enfin une étude statistique sera pratiquée afin de savoir si les effets du système « e2e » sont significatifs.

1. Analyse du test localisation, compréhension

Lors du choix du sujet de ce mémoire un problème de protocole a eu lieu. En effet, le fait de combiner un test de localisation de type IGLS avec et sans « e2e » et des vocales dans le bruit avec et sans « e2e » était beaucoup trop long pour la plupart des patients qui venaient souvent déjà de faire un gain prothétique tonal et vocal. De plus, après discussions avec mon maître de mémoire, il nous a semblé judicieux de combiner la localisation et la compréhension en milieu bruyant. Dans une situation de cocktail party, le temps utilisé pour localiser la source sonore est un élément important pour pouvoir comprendre le mieux possible une phrase. Ce test permet donc de faire travailler la capacité de localisation et de compréhension du patient en milieu bruyant. De plus lors des premiers essais, le test était pratiqué avec des listes cochléaires de LAFON mais les patients se sont plaints d'une trop grande difficulté.

	Rapport signal/bruit Activation « e2e »	Nombres d'erreurs de localisation et de compréhension						Signal bruit cumulés	% amélioration patient
		+9 dB	+6 dB	+3 dB	=	-3 dB	-6 dB		
Patients									
A.C.	on	4	4	4	10			5,5	27%
	off	5	6	6	13			7,5	
F.R.	on	2	3	3	4			3	20%
	off	2	3	4	6			3,75	
P.G.	on	0	1	2	3	5		2,2	35%
	off	0	2	3	5	7		3,4	
P.M	on	0	2	3	3	4	5	2,83	43%
	off	0	3	5	7	7	8	5	
R.B.	on	0	0	0	0	1	2	0,5	70%
	off	0	0	0	1	4	5	1,67	
R.J.W.	on	0	1	2	2	3	4	2	40%
	off	0	2	3	4	5	6	3,33	
R.N.	on	0	0	0	3	4	6	2,17	43%
	off	0	1	2	5	6	9	3,83	
R.P.	on	0	0	0	1	3	4	1,33	56%
	off	0	0	2	3	6	7	3	
R.W.	on	1	2	2	4	6		3	52%
	off	2	4	4	9	12		6,2	
V.G.	on	0	0	1	1	2		0,8	50%
	off	0	0	2	3	3		1,6	
Moy. erreurs avec « e2e »		0,7	1,3	1,7	3,1	3,5	4,2	2,33	
écart type		1,337	1,418	1,418	2,767	1,604	1,483	1,42	
Moy. erreurs sans « e2e »		0,9	2,1	3,1	5,6	6,25	7	4,16	
écart type		1,663	1,969	1,729	3,438	2,712	1,581	1,67	
% d'amélioration		22%	38%	45%	45%	44%	40%		39%

Tableau 2 : Scores cumulés de localisation et de compréhension

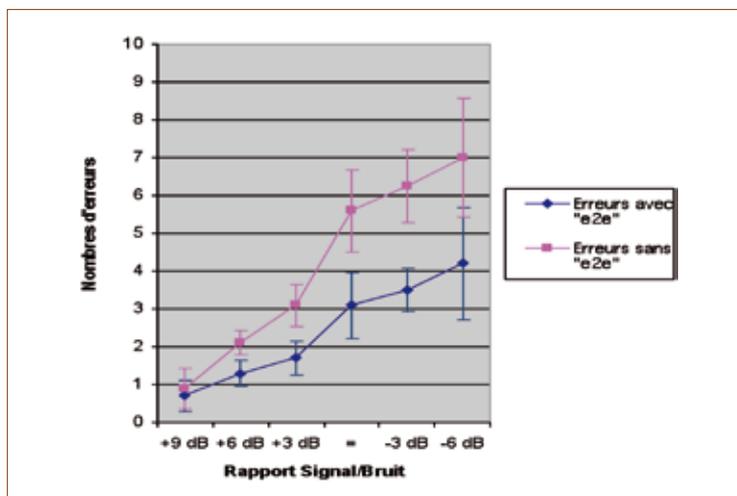


Figure 2 : Comparaison de la compréhension et de la localisation en fonction de l'activation « e2e »

Ce qui a eu pour conséquence de provoquer plusieurs abandons. J'ai donc décidé de pratiquer ce test avec des listes de FOURNIER malgré une suppléance mentale plus importante. Les patients commencèrent donc avec ou sans communication inter prothétique de manière alternée afin d'éliminer un risque possible d'habituation aux tests.

1.1 La relation entre localisation sonore et compréhension dans le bruit

Pour pouvoir comprendre de manière optimale en présence d'un bruit perturbateur, nous devons être capable de nous focaliser rapidement sur la source sonore. Dans cette étude, les compétences de focalisation ont été vérifiées en déplaçant les mots dans l'espace pendant le test vocal. Malheureusement, il est complexe de trouver un lien entre l'évolution des résultats de localisation et de compréhension. Si on étudie maintenant l'évolution de la compréhension et de la localisation en les additionnant, on se rend compte que la communication inter prothétique exerce un effet sur ces paramètres.

1.2 Tableau récapitulatif (Tableau 2)

Si on observe l'évolution des paramètres compréhension et localisation de manière confondue, on s'aperçoit qu'il y a une amélioration variant entre 20 et 70% selon le patient. Cet écart est dû à la différence de surdité, d'ancienneté d'appareillage et de capacité corticale. Si on observe l'évolution globale de la compréhension et de la localisation en moyennant les différents résultats obtenus pour chaque S/B alors on se rend compte que le système « e2e » est bénéfique pour ces paramètres. Cependant cette amélioration n'est pas la même pour tous les S/B (Figure 1).

Le nombre d'erreurs augmente de manière quasi linéaire lorsque le S/B diminue que le « e2e » soit enclenché ou pas. Si on trace une courbe représentant le pourcentage d'amélioration apporté par le système de communication interprothétique alors on peut observer une augmentation progressive de l'efficacité de ce système puis une stagnation (Figure 2).

Pour un S/B variant entre +9dB et +3dB, on constate une augmentation linéaire de l'efficacité allant de 22% à 45%. Ensuite cette amélioration de 45 % reste stable jusqu'à un S/B de -3dB puis décroît pour atteindre 40% pour un S/B de -6dB.

Le système « e2e » apporte une amélioration moyenne de 39% pour l'ensemble des S/B. Le « e2e » permet donc d'améliorer l'identification des sources sonores dans le bruit et donc de faciliter la compréhension dans ces situations.

Une analyse statistique des données va permettre de savoir si les améliorations observées sont significatives ou pas. L'idéal serait d'effectuer un test du type analyse de variance (ANOVA) avec 2 facteurs : le rapport S/B et l'état du « e2e » (on/off). Mais comme il y a des valeurs manquantes pour certains patients on se retrouve avec seulement cinq sujets. Il est donc préférable d'effectuer des tests t (sur

des mesures répétées) en non paramétrique d'autant plus que la loi normale n'est pas toujours vérifiée. Nous avons effectué des tests de Wilcoxon afin de voir si les différences sans et avec « e2e » sont significatives.

Si on effectue un Wilcoxon entre toutes les erreurs moyennes (quelque soit le rapport S/B) avec et sans le « e2e » on trouve : $W=114.5$ et $p=0.206$. Nous ne pouvons donc pas affirmer que le système « e2e » améliore la compréhension et la localisation quelque soit le rapport S/B.

Si on effectue maintenant un test de Wilcoxon pour chaque rapport S/B nous trouvons : pour + 9dB : $W=3$ et $p=0.50$ (NS)

pour + 6dB : $W=21$ et $p=0.031$ *

pour + 3dB : $W=45$ et $p=0.004$ **

pour = : $W=55$ et $p=0.002$ **

pour - 3dB : $W=36$ et $p=0.008$ **

pour - 6dB : $W=15$ et $p=0.063$ (NS)

On peut donc dire que le « e2e » apporte une amélioration significative pour les rapports S/B +6dB, +3dB, = et -3dB et une tendance à la significativité pour le rapport -6dB. Pour le rapport S/B +9dB l'amélioration n'est pas significative.

2. Effet du système « e2e » sur la localisation

Lors de ce test les patients devaient localiser le HP d'émission du mot parmi les sept proposés. Les résultats de ces tests sont reportés dans le tableau 3.

Dans ce tableau, il apparaît une grande différence de résultats entre les patients testés. En moyenne, le nombre d'erreurs avec le système de communication inter prothétique désactivé est de 2,11 par liste quelque soit le rapport S/B. L'évolution du nombre d'erreurs en fonction de l'augmentation du bruit est à peu près linéaire jusqu'à un rapport signal/bruit égal (Figure 3). Ensuite le nombre d'erreurs stagne malgré la diminution du rapport S/B.

Lorsque le système de communication inter prothétique est activé, le nombre d'erreurs est en moyenne 1,43 quelque soit le rapport S/B. On retrouve une évolution du nombre d'erreurs en fonction du S/B similaire que le « e2e » soit activé ou non (Figure 3).

L'amélioration grâce au « e2e » est nulle pour deux patients A.C et F.R. Après comparaison des paramètres de réglages de ces deux patients par rapport aux autres patients, la seule différence est le blocage des micros en mode omnidirectionnel. On pourrait donc en conclure que la synchronisation des micros grâce au « e2e » est donc le principal facteur d'amélioration de la localisation sonore.

Le pourcentage moyen d'amélioration de la localisation grâce au « e2e » est de 28%. Cependant on note de fortes disparités entre les différents rapports S/B (min0-max42) et encore plus entre les patients (min0-max83) pour tout les S/B confondus. Après discussions avec le département technique de SIEMENS Audiologie lors d'une étude similaire menée sur un nombre de patients beaucoup plus important

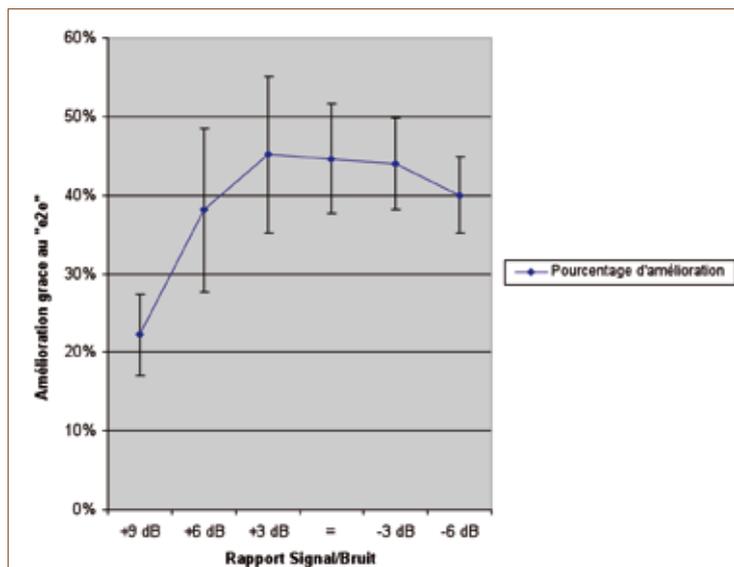


Figure 3 : Pourcentage d'amélioration de la localisation et de l'intelligibilité en fonction du S/B

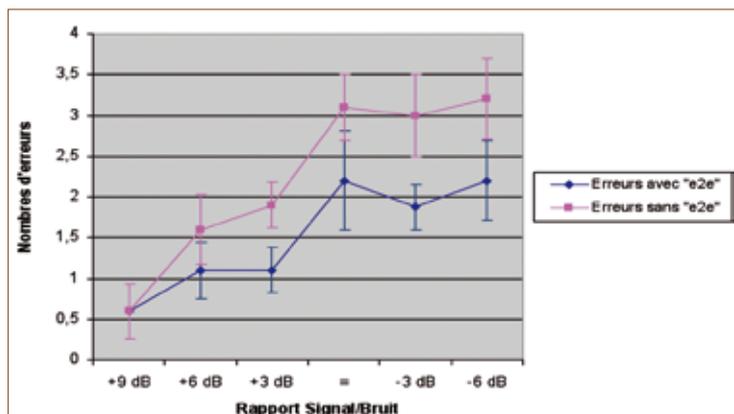


Figure 4 : Comparaison du nombre d'erreurs de localisation à différents S/B avec et sans le système « e2e »

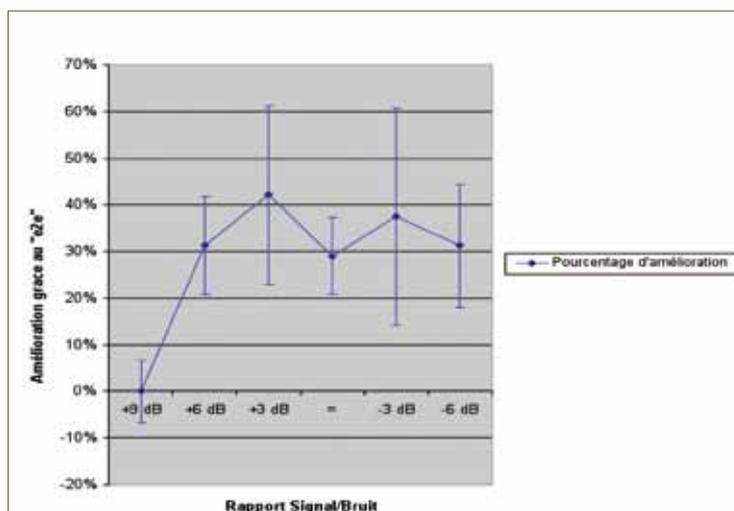


Figure 5 : Pourcentage d'amélioration de localisation en fonction du S/B

	Rapport S/B	Erreurs de localisation						Erreurs patient	% amélioration patient
		+9 dB	+6 dB	+3 dB	=	-3 dB	-6 dB		
Patients	Activation « e2e »								
A.C.	on	3	3	2	7			3,75	0%
	off	3	4	3	5			3,75	
F.R.	on	2	2	2	2			2	0%
	off	1	2	2	3			2	
P.G.	on	0	1	1	2	3		1,4	30%
	off	0	2	2	3	3		2	
P.M	on	0	2	2	2	2	2	1,67	38%
	off	0	2	3	4	3	4	2,67	
R.B.	on	0	0	0	0	0	1	0,17	83%
	off	0	0	0	1	2	3	1	
R.J.W.	on	0	1	2	1	2	2	1,33	33%
	off	0	2	2	3	3	2	2	
R.N.	on	0	0	0	3	2	4	1,5	25%
	off	0	1	1	3	3	4	2	
R.P.	on	0	0	0	1	2	2	0,83	50%
	off	0	0	2	2	3	3	1,67	
R.W.	on	1	2	1	3	3		2	44%
	off	2	3	2	5	6		3,6	
V.G.	on	0	0	1	1	1		0,6	40%
	off	0	0	2	2	1		1	
Moy. erreurs avec « e2e »		0,6	1,1	1,1	2,20	1,875	2,20	1,53	
écart type		1,075	1,1	0,876	1,932	0,992	1,095	0,98	
Moy. erreurs sans « e2e »		0,6	1,6	1,9	3,1	3	3,2	2,23	
écart type		1,075	1,35	0,876	1,287	1,41	0,837	0,82	
% d'amélioration		0%	31%	42%	29%	38%	31%		28,5%

Tableau 3 : Scores de localisation sans (off) et avec (on) le système de communication interprothétique

le pourcentage d'amélioration était quasiment stable. On peut donc se demander si le faible nombre de sujets inclus dans cette étude n'est pas à l'origine de cette variation.

Si on effectue une moyenne des résultats obtenus pour chaque S/B, alors on peut observer que l'amélioration de la localisation grâce au système « e2e » oscille autour de 34% sauf pour le S/B +9dB où elle est nulle voir Figure 4.

Lorsqu'on effectue le test de Wilcoxon sur les erreurs moyennes quelque soit le rapport S/B sans et avec le « e2e » on trouve $W=449$ et $p<0.001$. On peut donc dire que le « e2e » améliore de manière significative la localisation sonore.

Si on effectue ce test pour chaque rapport S/B alors on trouve :

pour +9dB pas de différence
 pour +6dB : $W=15$ et $p=0.063$ (NS)
 pour +3dB : $W=28$ et $p=0.016$ *
 pour = : $W=30$ et $p=0.074$ (NS)
 pour -3dB : $W=21$ et $p=0.031$ *
 pour -6dB : $W=6$ et $p=0.25$ (NS)

On trouve une amélioration significative pour les rapports S/B +3dB et -3dB. Pour les autres rapports S/B l'amélioration de la localisation n'est pas significative.

3. Analyse de l'effet du « e2e » sur la compréhension dans le bruit

Le tableau 4 récapitule les scores obtenus chez chaque sujet pour la partie compréhension du test.

Pour cette partie du test on note aussi une forte variation des résultats en fonction des patients testés. Afin de pouvoir mieux comparer les résultats avec et sans « e2e » on calcul une moyenne pour chaque rapport S/B comme précédemment (Figure 5).

On peut observer que le nombre d'erreurs de compréhension augmente de manière quasi linéaire lorsque le rapport S/B diminue. Cette variation du nombre d'erreurs est semblable avec et sans le système de communication interprothétique.

Le nombre d'erreurs est en moyenne de 1,92 quelque soit le S/B lorsque le système « e2e » est désactivé. Ce nombre passe à 0,80 lorsque celui-ci est activé.

Le système « e2e » permet une amélioration moyenne de la compréhension en milieu bruyant de 56%. Cette amélioration n'est cependant pas constante. Elle diminue lorsque le rapport S/B se dégrade. Pour le S/B : = on peut observer une remontée du pourcentage d'amélioration, cet artefact ne semble pas avoir de cause identifiable.

Comme précédemment lorsque l'on effectue un test de Wilcoxon sur les erreurs moyennes quelque soit le rapport S/B avec et sans le « e2e » on trouve $W=134.5$ et $p=0.183$. L'amélioration de la compréhension en milieu bruyant quelque soit le rapport S/B n'est pas significative.

Si nous effectuons un test de Wilcoxon pour chaque rapport S/B alors nous trouvons : -pour +9dB : $W=3$ et $p=0.50$ (NS)

pour +6dB : $W=6$ et $p=0.25$ (NS)
 pour +3dB : $W=21$ et $p=0.031$ *
 pour = : $W=36$ et $p=0.008$ **
 pour -3dB : $W=36$ et $p=0.008$ **
 pour -6dB : $W=15$ et $p=0.06$ (NS)

Pour les rapports S/B +3dB, = et -3dB l'amélioration de la compréhension grâce au « e2e » est significative. Pour les rapports S/B +9dB, +6dB et -6dB on ne peut pas dire que cette amélioration soit significative

5 Discussion

Lors de cette étude le principal objectif était de vérifier l'efficacité du système de communication inter prothétiques « e2e ».

Pour cela un test vocal dans le bruit a été mis au point. Pour des raisons pratiques, le choix d'émettre le bruit par les 6 HP disponibles du système IGLS a été choisi.

Lors des tests, on s'aperçoit que les patients peuvent avec de l'entraînement identifier le HP qui n'émet pas de bruit et donc anticiper sur la direction d'émission du mot. L'idéal serait d'utiliser un système de home cinéma 5.1 pour émettre le bruit ce qui aurait pour conséquence de mettre le patient dans une ambiance sonore homogène.

Dans cette configuration, le test aurait plus de fiabilité et les différences de résultats entre les patients auraient sûrement été inférieures. Un autre élément de ce test pouvant être remis en cause est le choix des listes de FOURNIER. Elles ont tendance à faire intervenir la suppléance mentale et d'être moins reproductibles que d'autres listes de mots, mais en pratique lorsqu'on utilise les listes cochléaires de LAFON ou des logatomes de DODELE, la difficulté du test est très importante. Les patients testés avaient tendance à abandonner après la deuxième ou la troisième liste. Pour pouvoir mener à bien ce mémoire, il a fallu simplifier ce test.

D'un autre côté, les listes de FOURNIER sont représentatives des mots utilisés dans la vie courante, ce qui convient bien avec l'objectif de ce mémoire. De plus, la courbe normale de ce test semble devoir être recalculée avec un plus grand nombre de personnes normo entendants car la courbe paraît un peu faible. Un autre facteur limitant de ce mémoire est le nombre de patients testés. En effet, certains résultats ne peuvent pas être affirmés comme significatifs.

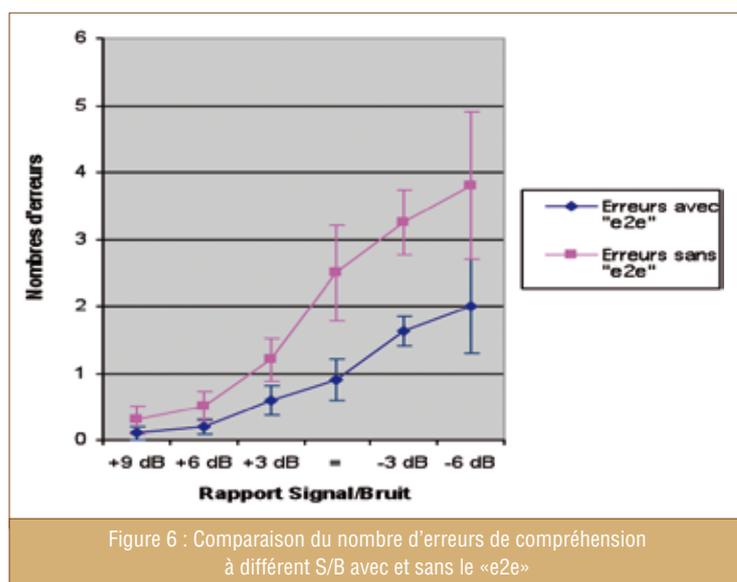
Avec quelques patients supplémentaires et bien sélectionnés ces tests auraient sûrement pu être significatifs.

6 Conclusion

Ce sujet de mémoire a été choisi dans le but de faire preuve d'un esprit critique par rapport aux informations fournies par les fabricants d'aides auditives. Le choix s'est porté sur les systèmes de communication inter prothétiques qui ont tendance à se généraliser dans les gammes des fabricants. En effet, selon SIEMENS ce système permet d'améliorer la localisation sonore d'environ 40%. Pour pouvoir vérifier ce facteur et observer son influence sur la compréhension en milieux bruyants, un protocole a été mis au point en partenariat avec mon maître de mémoire. En vue d'un gain de temps et de praticité, un nouveau test vocal dans le bruit a été créé l'AVLBr. Ce test permet de vérifier simultanément la localisation sonore et la compréhension dans le bruit. Les patients testés au début se sont plaints d'une trop grande difficulté du test ce qui m'obligea

Patients	Rapport signal/bruit Activation « e2e »	Nombres d'erreurs de compréhension						Signal bruit cumulés	% amélioration patient
		+9 dB	+6 dB	+3 dB	=	-3 dB	-6 dB		
A.C.	on	1	1	2	3			1,75	53%
	off	2	2	3	8			3,75	
F.R.	on	0	1	1	2			1	43%
	off	1	1	2	3			1,75	
P.G.	on	0	0	1	1	2		0,8	43%
	off	0	0	1	2	4		1,4	
P.M.	on	0	0	1	1	2	3	1,167	50%
	off	0	1	2	3	4	4	2,33	
R.B.	on	0	0	0	0	1	1	0,33	50%
	off	0	0	0	0	2	2	0,67	
R.J.W.	on	0	0	0	1	1	2	0,67	50%
	off	0	0	1	1	2	4	1,33	
R.N.	on	0	0	0	0	2	2	0,67	64%
	off	0	0	1	2	3	5	1,83	
R.P.	on	0	0	0	0	1	2	0,5	63%
	off	0	0	0	1	3	4	1,33	
R.W.	on	0	0	1	1	3		1	62%
	off	0	1	2	4	6		2,6	
V.G.	on	0	0	0	0	1		0,2	67%
	off	0	0	0	1	2		0,6	
Moy. erreurs avec « e2e »		0,1	0,2	0,6	0,9	1,625	2	0,80	
écart type		0,316	0,422	0,699	0,994	0,744	0,707	0,45	
Moy. erreurs sans « e2e »		0,3	0,5	1,2	2,5	3,25	3,8	1,92	
écart type		0,675	0,707	1,033	2,273	1,389	1,1	0,88	
% d'amélioration		67%	60%	50%	64%	50%	47%		56%

Tableau 4: Scores de compréhension dans le bruit avec et sans « e2e »



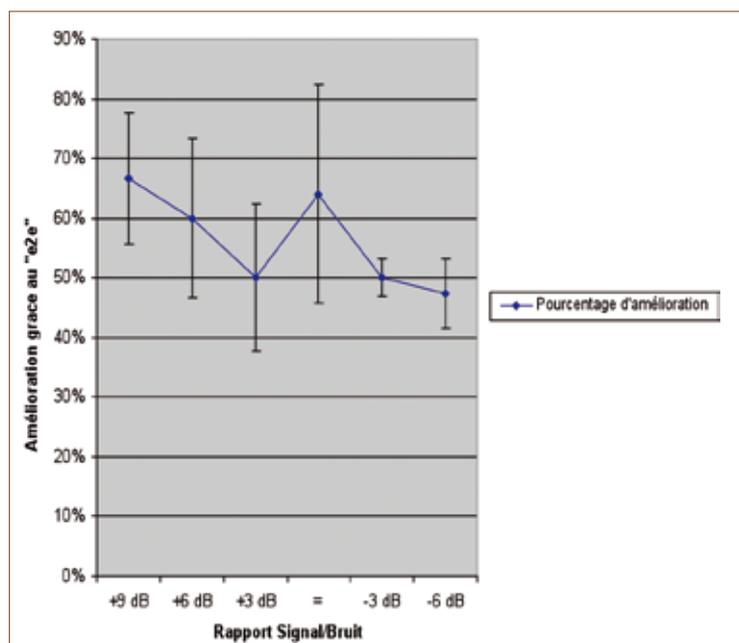


Figure 7 : Pourcentage de l'amélioration de l'intelligibilité en fonction du S/B

à le reconsidérer. La solution retenue a consisté à changer les listes cochléaires de LAFON par des listes de FOURNIER, ce qui a eu l'effet escompté c'est-à-dire de rendre le test possible, mais a introduit une plus grande suppléance mentale.

Une fois le protocole définitif mis en place, les premiers résultats s'avèrent satisfaisants. Après avoir testé une dizaine de patients, une analyse de l'amélioration de la localisation sonore grâce au « e2e » a été possible. Le système de communication inter prothétique permet donc un gain moyen de localisation de 28%. Cela est inférieur au chiffre annoncé par SIEMENS mais après une analyse minutieuse des résultats, je me suis rendu compte que deux patients avaient des micros bloqués en position omnidirectionnels et que leur gain était de 0%. Ceci m'a permis d'en conclure que le résultat moyen trouvé était logiquement inférieur à celui qui aurait dû être trouvé si ces patients avaient eu des micros en mode automatique. Cela permet donc de penser que l'équilibrage des polarités des microphones est la principale cause de gain en localisation.

Après calculs de l'amélioration de la compréhension en milieux bruyants, on trouve un gain moyen de 56% ce qui paraît assez spectaculaire. Cependant l'efficacité de ce système décroît rapidement lorsque le rapport signal/bruit diminue. Pour un rapport S/B=+9dB on trouve une amélioration de 67%, pour un rapport S/B égal on trouve une amélioration de 64% et enfin pour un rapport S/B=-6dB on trouve une amélioration de 47% de la compréhension dans le bruit.

Cette étude m'a permis de vérifier l'utilité des systèmes de communication inter prothétique. Les résultats trouvés sont légèrement inférieurs à ceux annoncés par SIEMENS mais les tests n'ont pas été effectués dans les mêmes conditions

et pas avec le même nombre de patients. Les systèmes de communication permettent donc d'améliorer encore un peu la compréhension des malentendants en situation bruyante en leur restituant le plus fidèlement une audition stéréophonique. Enfin, ce projet m'a permis d'appréhender de manière différente les méthodes de réglages proposées et les capacités techniques des aides auditives actuelles. De plus, mener à bien cette étude a été très enrichissant et structurant pour ma future vie professionnelle.

7

Bibliographie

Blauert, J. (1996). *Spatial Hearing: The Psychophysics of Human Sound Localization*. MIT press, USA-Cambridge MA, 2nd enhanced edition.

DEHAUSSY J., VESSON J.F. (2007) Rappel de quelques notions sur l'audition binaurale. Précis d' Audioprothèse Tome III Chapitre V

DEHAUSSY J., VESSON J.F. (2007) Contrôle de l'efficacité des appareillages stéréophoniques par stéréaudiométrie. Précis d' Audioprothèse Tome III Chapitre VI

Hickson, L. (2005). *Rehabilitation Approaches to Promote Successful Unilateral and Bilateral Fittings and Avoid Inappropriate Prescription*. International Binaural Symposium, 29–31 October 2005, Manchester. To be published in IJA.

Hornsby, B., Ricketts, T.A. (2005). Effects of noise source configuration on monaural and bilateral directional benefit.

Keidser, G., Rohrseitz, K., Dillon, H., Hamacher, V., Carter, L., Rass, U., Convery, E. (2006). The effect of multi-channel wide dynamic range compression, noise reduction and directional microphone on horizontal localisation performance in hearing aid wearers.

Mackenzie, E., Lutman, M. E. (2005). Speech recognition and comfort using hearing instruments with adaptive directional characteristics in asymmetric listening conditions. *Ear Hear.* 26(6), 669–79.

Nilsson, M., Soli, S., Sullivan, J. A. (1994). Development of the Hearing In Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *J. Acoust. Soc. Am.*, 95, 1085–1099.

Powers, T. A., Burton, P. (2005). Wireless technology designed to provide true binaural amplification. *Hear J.*, 58 (1), 25–34.

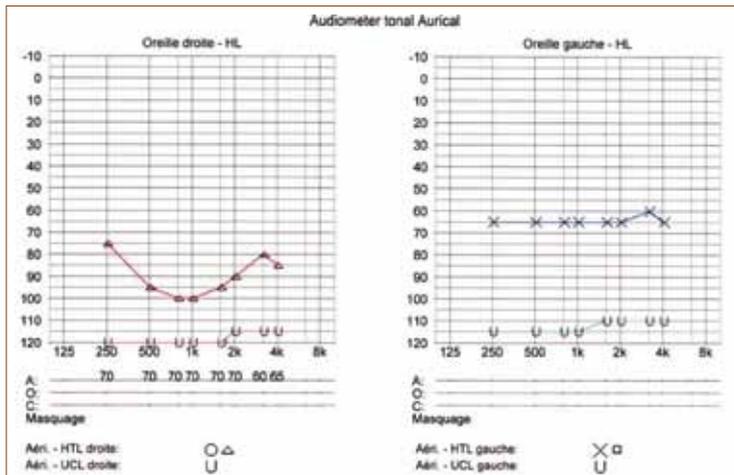
Ross, M. (1980). Binaural versus monaural hearing aid amplification for hearing-impaired individuals. In E. R. Libby (ed.), *Binaural amplification*, Chicago: Zenetron (Binaural hearing and amplification, vol. 2, 1–21.

Wightman, F., Kistler, D. (1992). The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localisation. *J. Acoust Soc Am* 1992, 9(3), 1648–1660.

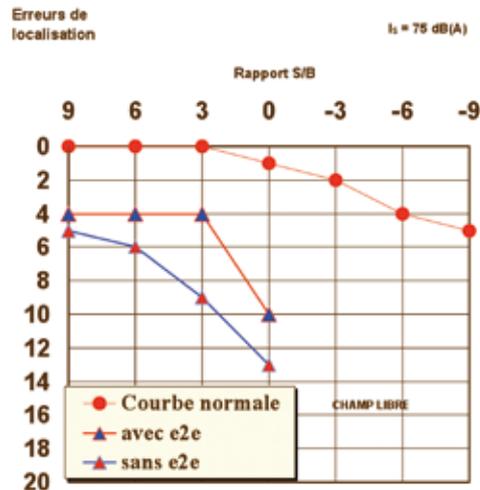
8

Annexes

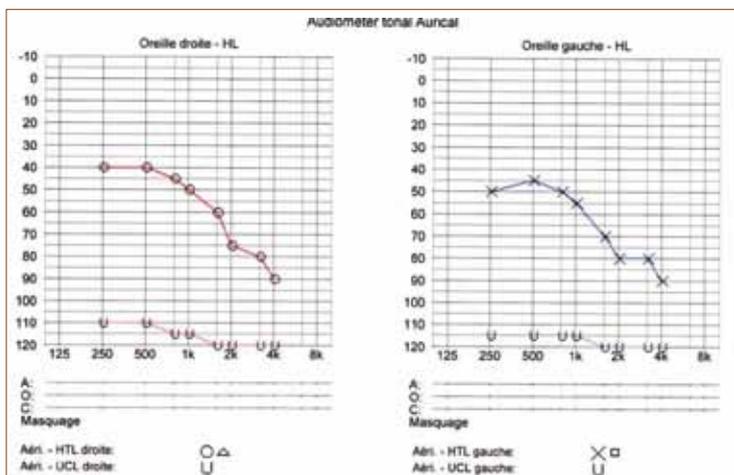
Présentation des patients testés (pages suivante).



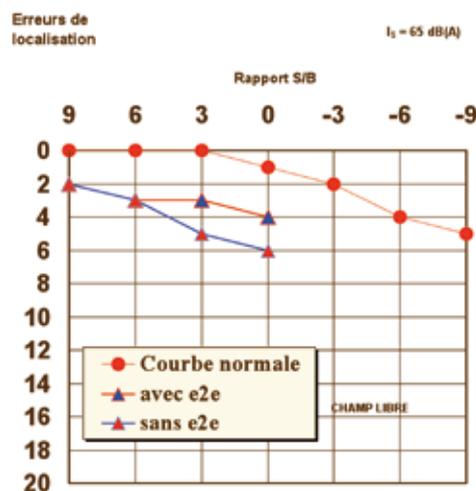
Cas 1 - Mr A.C.
 Age : 68 ans
 Origine surdité : Professionnelle
 Ancienneté surdité : 15 ans
 Ancienneté appareillage : 11 ans
 Modèle d'appareil : PHONAK Certena SP
 Audiogramme tonal : ci-dessus



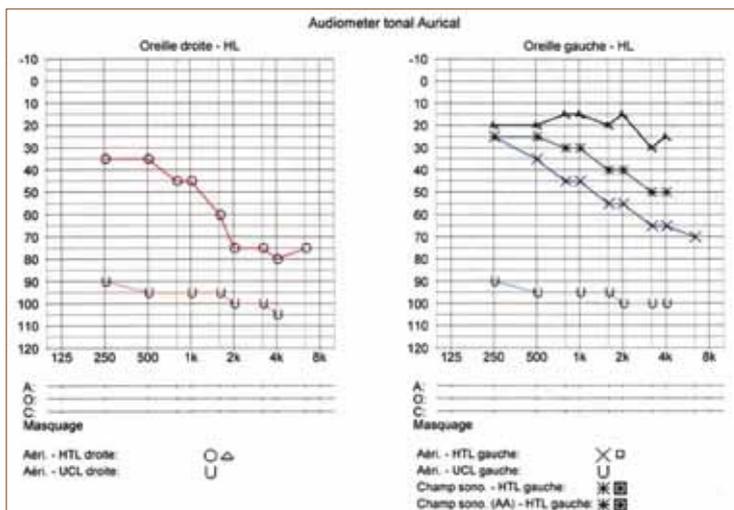
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



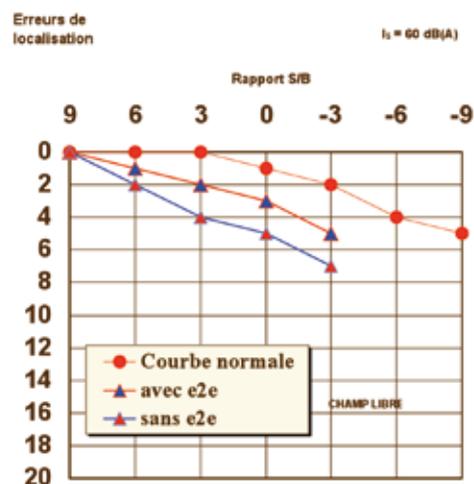
Cas 2 - Mr F.R.
 Age : 79 ans
 Origine surdité : Presbycusis
 Ancienneté surdité : 10 ans
 Ancienneté appareillage : 9 ans
 Modèle d'appareil : SIEMENS Life 700
 Audiogramme tonal : ci-dessus



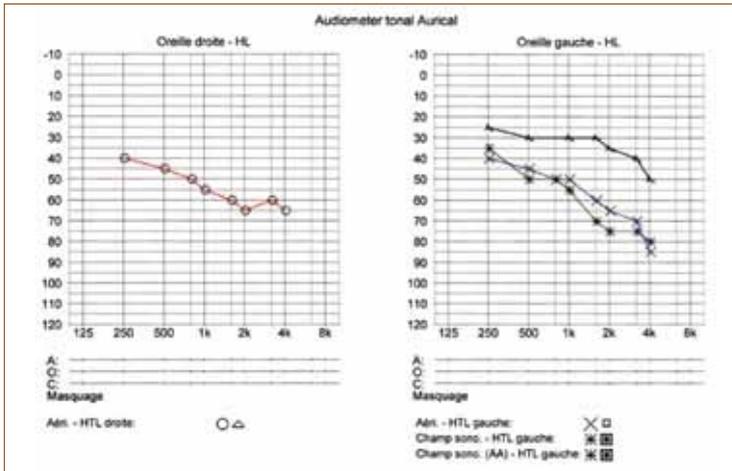
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



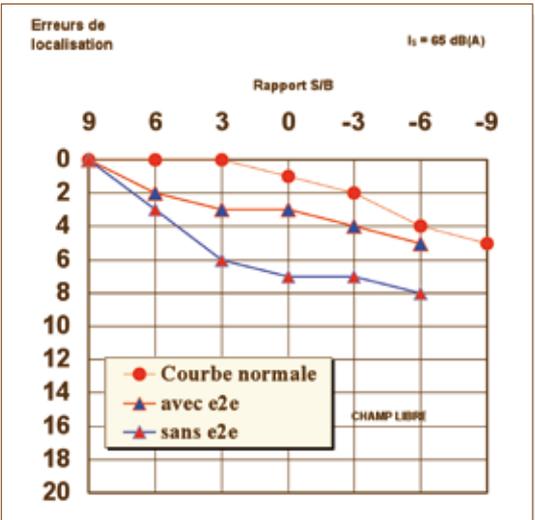
Cas 3 - Mr P.G.
 Age : 65 ans
 Origine surdité : Inconnue
 Ancienneté surdité : 6 ans
 Ancienneté appareillage : 6 ans
 Modèle d'appareil : SIEMENS Artis 2 S
 Audiogramme tonal : ci-dessus



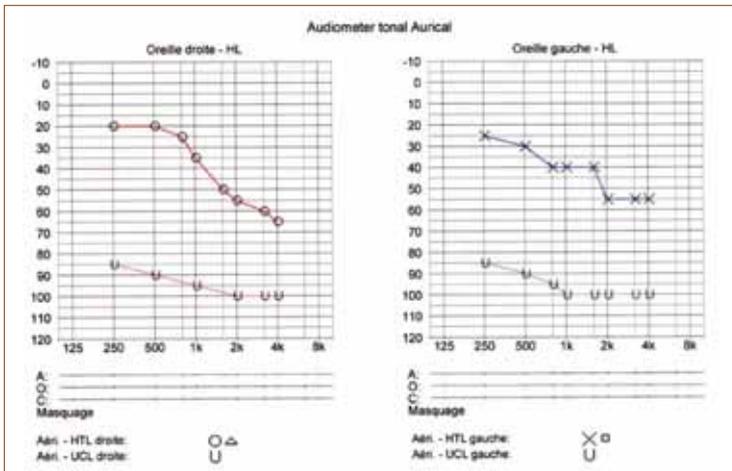
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



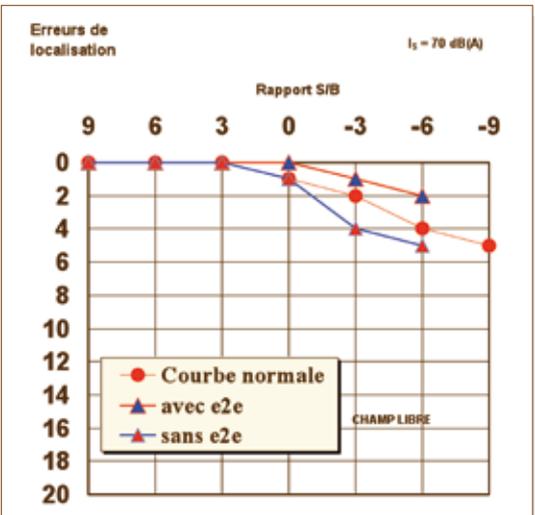
Cas 4 - Mr P.M.
 Age : 63 ans
 Origine surdité : Traumatisme sonore
 Ancienneté surdité : 8 ans
 Ancienneté appareillage : 8 ans
 Modèle d'appareil : SIEMENS Acuris
 Audiogramme tonal : ci-dessus



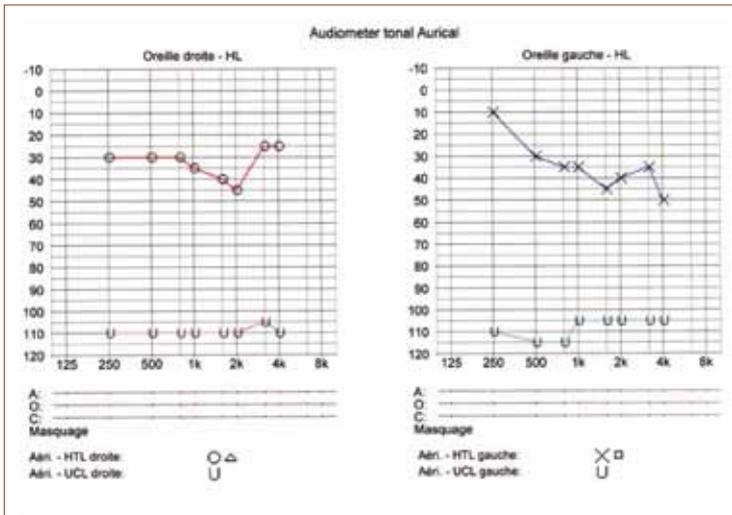
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



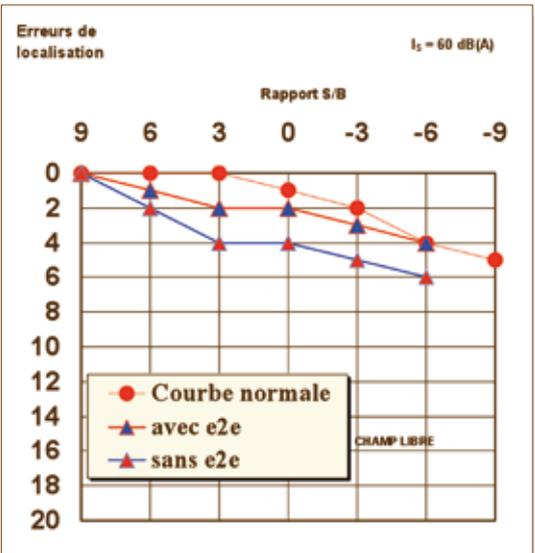
Cas 5 - Mme R.B.
 Age : 72 ans
 Origine surdité : Presbycusie
 Ancienneté surdité : 1 ans
 Ancienneté appareillage : 2 mois
 Modèle d'appareil : SIEMENS Artis 2 Life
 Audiogramme tonal : ci-dessus



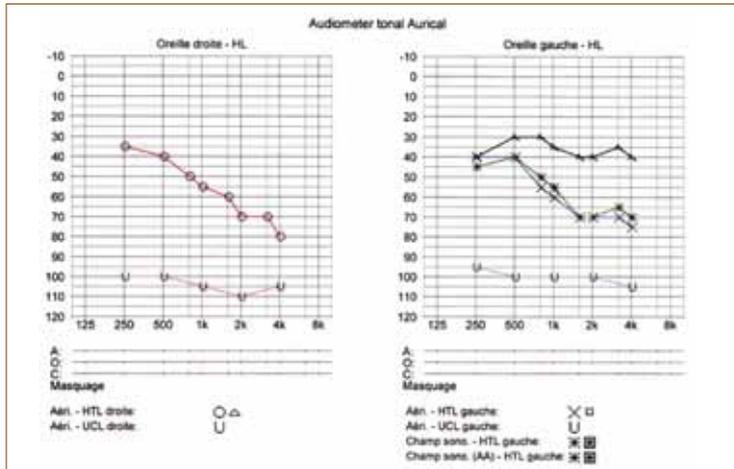
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



Cas 6 - Mr R.J.W.
 Age : 75 ans
 Origine surdité : Presbycusie
 Ancienneté surdité : 10 ans
 Ancienneté appareillage : 8 ans
 Modèle d'appareil : SIEMENS Acuris S
 Audiogramme tonal : ci-dessus



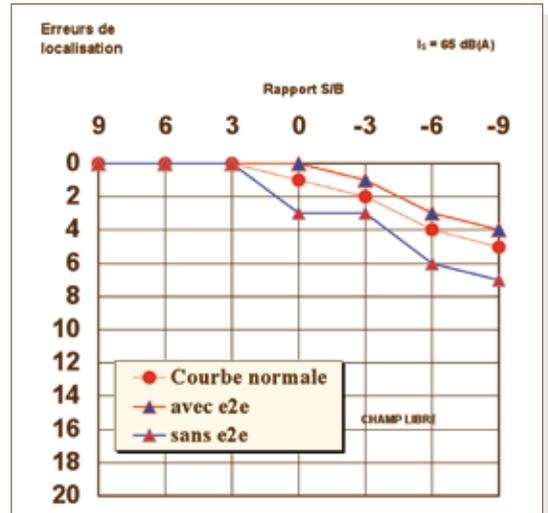
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



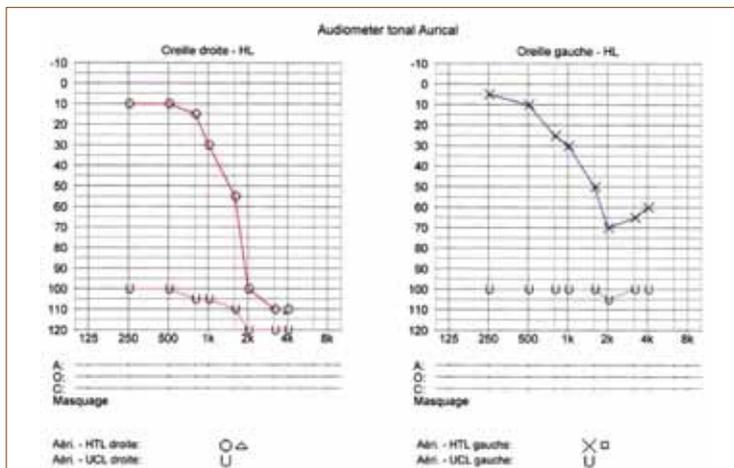
Cas 7 - Mr R.N.

Age : 74 ans
 Origine surdité : Presbycousie
 Ancienneté surdité : 2 ans

Ancienneté appareillage : 1 mois
 Modèle d'appareil : SIEMENS LIFE 500
 Audiogramme tonal : ci-dessus



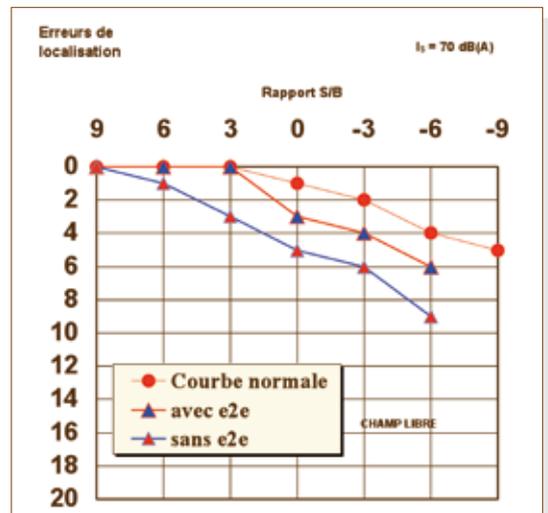
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



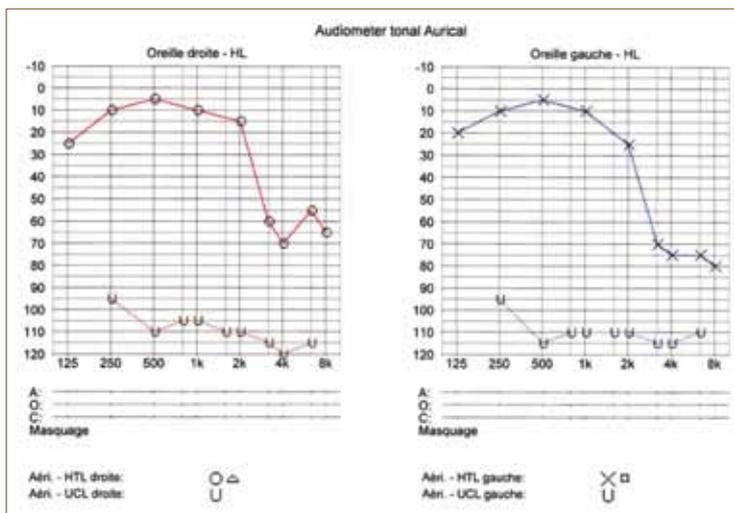
Cas 8 - Mr R.P.

Age : 66 ans
 Origine surdité : Presbycousie
 Ancienneté surdité : 1 ans

Ancienneté appareillage : 4 mois
 Modèle d'appareil : SIEMENS Artis 2 S
 Audiogramme tonal : ci-dessus



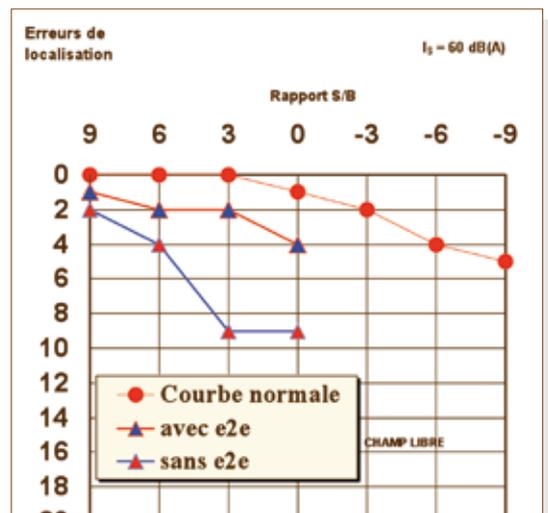
Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



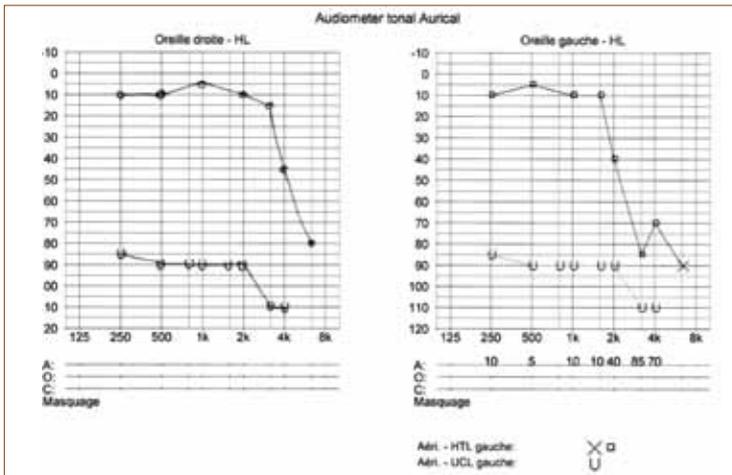
Cas 9 - Mme R.W.

Age : 79 ans
 Origine surdité : Presbycousie
 Ancienneté surdité : 13 ans

Ancienneté appareillage : 10 ans
 Modèle d'appareil : SIEMENS Motion 500
 Audiogramme tonal : ci-dessus

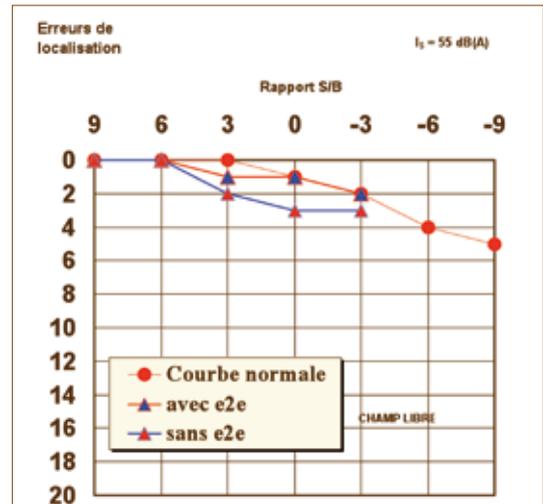


Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit



Cas 10 - Mr V.G.
 Age : 16 ans
 Origine surdité : Inconnu
 Ancienneté surdité : 16 ans

Ancienneté appareillage : 12 ans
 Modèle d'appareil : PHONAK Versata M
 Audiogramme tonal : ci-dessus



Résultat du test de localisation et de compréhension dans le bruit

L'annuaire Français d'Audiophonologie 35^e année - édition 2010

ANNUAIRE FRANÇAIS
 L'AUDIOPHONOLOGIE
 35^e ANNEE
 VINGTIÈME ÉDITION
 2010
 OCEP ÉDITION

Sommaire
 Contient :

- Centres d'audiocochléaie
- Fournisseurs audiolgie
- Index produits & marques audiolgie
- Médecins ORL & médecins phoniatres
- Fournisseurs matériels & instrumentation ORL
- Services ORL & centres de réadaptation
- Orthophonistes
- Instituts d'éducation & Secteur associatif

Bon à découper

A renvoyer à : OCEP édition, 27-31 rue Gabriel Péri B14/220 Charenton-le-Pont

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

Adresse : _____

Code postal : _____

Desire recevoir la 20^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

www.annuaire-audition.com

OCEP édition - renseignements et publicité : 01 43 53 33 33

VEILLE TECHNOLOGIQUE

Une étude indépendante prouve que SmartFocus™ améliore de façon significative l'intelligibilité de la parole dans le bruit

Unitron offre l'avancée la plus marquante pour la compréhension de la parole dans le bruit depuis plus d'une décennie

5 mars 2010 - Kitchener, Ontario, Canada. Unitron a annoncé aujourd'hui les résultats de trois instituts tiers de recherche qui prouvent que sa technologie exclusive SmartFocus™ s'adresse de façon significative au problème numéro un* rencontré par les utilisateurs d'appareils auditifs : la compréhension de la parole dans le bruit. Alors que les fonctionnalités adaptatives ont apporté des améliorations pour l'audition, les avancées apportées au rapport signal-bruit (RSB) ont été jusque là liées aux stratégies de microphone directionnel ou à la technologie FM. SmartFocus™ rompt désormais cette barrière du RSB grâce à une approche exclusive regroupant de multiples fonctionnalités adaptatives en un algorithme puissant. En optimisant ces fonctions et en les regroupant pour une efficacité maximale, la technologie SmartFocus™ permet aux porteurs d'aides auditives d'avoir une écoute claire et confortable dans les environnements bruyants. Cliniquement prouvé, SmartFocus™ offre la plus tangible amélioration au RSB depuis plus d'une décennie - une avancée qui va au-delà des microphones directionnels. En outre, seul SmartFocus™ permet aux utilisateurs d'ajuster ces fonctionnalités adaptatives de façon à répondre à leurs préférences d'écoute uniques, bien que des améliorations significatives du RSB aient été constatées même en l'absence de contrôle de l'utilisateur.

SmartFocus™ délivre 16% d'augmentation de l'intelligibilité de la parole.

Deux universités américaines accréditées et indépendantes ont mené une étude impli-

quant 22 participants sur chaque site. L'étude a clairement démontré que les personnes appareillées avec SmartFocus™ ont vécu une meilleure expérience d'écoute de la parole dans le bruit que ceux portant les mêmes appareils auditifs sans la fonction SmartFocus™. Ces résultats ont été prouvés à l'Université de Rochester et confirmés par la « Louisiana Tech University », avec pour résultat une amélioration du RSB combinée de 16 % (1,8 dB). Les chercheurs ont également découvert que les avantages de l'intelligibilité de la parole dans le bruit apportés par SmartFocus s'étendent à l'appareillage ouvert. 22 participants sur chaque site universitaire ont participé à cette étude sur les Open permettant de constater une amélioration du RSB combinée de 13,5 % (1,5 dB).

90 % des utilisateurs d'appareils auditifs préfèrent le contrôle efficace de SmartFocus™

Une troisième étude menée par l'Université de l'Iowa a donné à 24 participants l'opportunité de choisir entre deux appareils auditifs : un entièrement automatique, l'autre équipé de SmartFocus™. Plus de 90 % des participants ont choisi l'appareil auditif équipé de SmartFocus™, évoquant une meilleure clarté, un meilleur confort dans le bruit, ainsi que la souplesse de contrôle comme étant les trois raisons principales de leur choix. « SmartFocus™ est un excellent exemple de notre quête inlassable d'amélioration de l'intelligibilité de la parole sans compromettre le confort ou la clarté », explique Donald Hayes, Ph. D., Directeur, Audiologie, Unitron. « Les résultats de cette étude valident tout ce que nous avons cherché à faire en développant cette technologie en juin 2009. » Les résultats découverts autour de la technologie SmartFocus™ ont été davantage validés sur le marché, où l'acceptation de cette technologie par les utilisateurs a été très élevée depuis le lancement de l'appareil auditif haut de gamme d'Unitron, Passport™, en juin 2009, suivi de Latitude™, en octobre de la même année.

Simon Caillat-Thoranne - Communication & Marketing
04 26 23 22 03 - simon.caillatthoranne@unitron.com

Les écouteurs Siemens de nouvelle génération sont disponibles !

Les miniÉcouteurs sont :

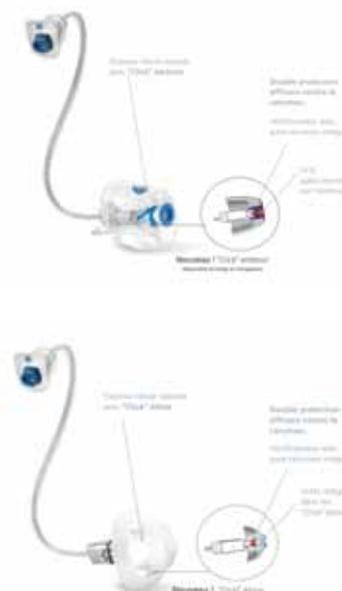
- Plus petits,
- Plus solides,
- Plus sécurisés,
- Mieux maintenus dans l'oreille.

Les miniÉcouteurs disposent d'une double protection efficace contre le cérumen, grâce au pare-cérumen HF4 et grâce au pare-cérumen inséré dans la sortie du miniÉcouteur.

Ensemble, ils assurent une durée de vie plus longue de l'appareil.

Disponible en 4 longueurs (0, 1, 2 et 3) et en 3 puissances (S : 45dB, M : 55dB et P : 65dB), le miniÉcouteur s'adapte avec embouts sur mesure type miniRIC 3 ou dômes, lesquels se cliquent sur la fixation rotule.

Nadège OUIDRANE - Tél. : 01 49 33 25 96 - nadega.ouidrane@siemens.com



* Kochkin, Sergei, « MarkeTrak VIII : Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. » (La satisfaction des clients en matière d'appareils auditifs progresse lentement.) Hearing Journal, 63, n° 1 (janvier 2010).

**Ay caramba !
Il va y avoir une rentrée épicée chez Oticon !**



Vous vous demandez ce qui se passe ? Vous voulez en savoir plus ?
On peut juste vous dire de dessiner un piment dans vos agendas pour
le 20 septembre 2010... Préparez-vous, ça va être puissant !

oticon
PEOPLE FIRST

LIVRES & COMMENTAIRES



HYPERACUSIS Mechanisms, diagnosis, and therapies D. M. Baguley & G. Anderson

Pluralpublishing; 110p.; 2007
\$69,95

Dans une note d'introduction Craig W. Newman suggère le fait que lorsqu'on pense à certains patients atteints d'hyperacousie on ne peut s'empêcher de penser à un tableau du peintre Norvégien Edvard Munch « Le cri ». Pour la petite histoire, il faut savoir que l'artiste a associé une note dans un de ses journaux a propos de cette œuvre : « J'étais en train de marcher le long de la route avec deux amis - le soleil se couchait - soudain le ciel devint rouge sang - j'ai fait une pause, me sentant épuisé, et me suis appuyé contre la grille - il y avait du sang et des langues de feu au-dessus du fjord bleu-noir et de la ville - mes amis ont continué à marcher, et je suis resté là tremblant d'anxiété - et j'ai entendu un cri infini déchirer la Nature ».

Il se trouve que ce peintre a été exposé à Paris cette année et, coïncidence, Paris verra aussi cette année un numéro spécial des Cahiers qui traitera en partie de cette question ainsi qu'un EPU fin novembre qui se tiendra à la Cité des Sciences à Paris sur ce même sujet ainsi que sur les acouphènes. Cet ouvrage est donc le bienvenu. Nous soulignerons tout d'abord que les auteurs sont des praticiens et que l'un d'entre eux (G. Andersson) est aussi professeur de psychologie clinique à l'université de Linköping en Suède. Tous les deux ont de nombreuses publications dans ce domaine à leur actif et si j'en crois la bibliographie des articles récents de « l'école de Bruxelles » qui a récemment publié dans nos colonnes, ces auteurs ont produit des travaux intéressants. Ce livre de notre point de vue a deux qualités importantes : il est court et il est clair. C'est important de le souligner car ce n'est pas si fréquent. Cette clarté on la retrouve dans le plan : 7 chapitres dont le premier sous forme d'introduction pose d'emblée la définition de l'hyperacousie et de la distinction nette qu'il convient de faire

avec le recrutement ou la phonophobie qui est une réaction aversive à certains sons et qui peut se présenter principalement sous deux formes dont l'une connue dans le cadre de la neurologie et qui s'accompagne de maux de tête. Dans un contexte quelque peu différent, Jastreboff et Hazell (2004) utilisent un terme différent pour décrire une forme de « peur ou de crainte » qui s'associe à certains sons et qui en est la manifestation émotionnelle dominante. Ils donnent alors le nom de : « misophonie » à ce type de réaction. Un autre aspect de l'hyperacousie serait son caractère périphérique ou central. Il faut alors envisager une étiologie qui trouverait une explication dans un changement impliquant les mécanismes périphériques par exemple la disparition du réflexe stapédien ou autres pathologies que vous trouverez décrites dans le livre. Lorsque l'on retire les pathologies « périphériques » il reste que dans certains cas d'atteintes neurologique il se trouve que certaines migraines sembleraient être associées à l'hyperacousie ou bien, selon une étude récente, certains traitements.

Dans le chapitre 2, les auteurs traitent de la prévalence. Dans ce chapitre un travail de fond a été fait pour distinguer les réactions moyennes des gens aux différents bruits et ce que l'on peut considérer comme pathologique. Les chiffres sont suffisamment parlants d'eux-mêmes pour que les professionnels accordent une certaine importance à ce sujet. De plus des résultats d'enquêtes sont présentés pour en montrer les conséquences comportementales.

Dans le chapitre 3 sont traités les mécanismes et les modèles. Une revue intéressante et très nuancée est faite en partant des modèles biochimiques en passant par les dysfonctionnements du système efférent et pour finir une implication plus centrale lorsque l'hyperacousie est liée, par exemple, à des états mentaux particuliers. Le traitement de ce dernier sujet est particulièrement intéressant car il semblerait que dans l'atteinte de certains groupes cellulaires périphériques on puisse observer la présence d'hyperacousie (ce que confirmerait une étude présentée dans un ouvrage très récent : Plack, Oxford University Press 2010). Sont ensuite abordés

le rôle de la plasticité, le modèle « neurophysiologique » de Jastreboff et de manière plus générale les mécanismes psychologiques et les modèles de la même veine et, enfin, les mécanismes sociaux impliqués.

Le chapitre 4 aborde l'évaluation qui, outre les aspects de l'anamnèse, comprend une partie audiométrique, une évaluation de la sévérité et les conclusions que l'on peut en tirer.

Le chapitre 5 traite des aspects cliniques de l'hyperacousie. La question à poser en premier lieu dans le cas d'une hyperacousie sévère chez une personne dépressive est donc de savoir si la dépression est antérieure ou postérieure à l'apparition de l'hyperacousie. Enfin, un retour est fait sur les pathologies, périphériques ou centrales, qui peuvent se trouver associées à l'hyperacousie.

Dans le chapitre 6 est traitée la thérapie comportementale. Dans ce chapitre on retrouve le protocole de traitement puis, les auteurs présentent une session de thérapie cognitive. Ce chapitre est très didactique et essaie de montrer comment inscrire une thérapie de ce genre dans un contexte audiologique.

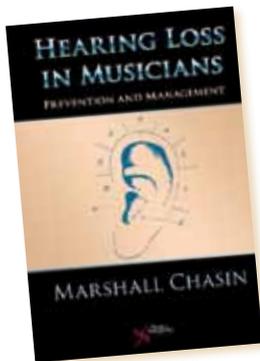
Le chapitre 7 présente les thérapies sonores pour les hyperacousies. On retrouve là, entre autres, différents axes de travail : désensibilisation, recalibration ou bien la thérapie sonore comme composante spécifique inscrite dans une démarche de type TRT (Tinnitus Retraining Therapie).

Le chapitre 8 tient lieu de conclusion. Dans cette conclusion les auteurs s'interrogent sur la place de l'hyperacousie dans la vie d'aujourd'hui. Au-delà du stress la question reste ouverte puisque si l'on s'en réfère à la littérature le terme est apparu pour la première fois en 1938 dans un texte de Perlman qui porte tout simplement le titre de : « Hyperacusis » dans les Annals of Otology, Rhinology and Laryngology.

Au total ce livre nous semble une remarquable synthèse très accessible du sujet par des auteurs maîtrisant à la fois les aspects plus scientifiques et ceux correspondant au terrain de la clinique.

F. D.

HEARING LOSS IN MUSICIAN Prevention and management Ed. Marshall Chasin Pluralpublishing; 172p; 2010 \$65



Dans le chapitre 1, M. Chasin pose la question de la prévention de la surdité chez les musiciens. Il exprime clairement que compte tenu du niveau de bruit supporté par ces derniers il n'est pas impro-

bable qu'une personne située au milieu d'un orchestre prenne des risques du fait de l'exposition des oreilles à des niveaux sonores élevés. L'auteur définit ensuite la différence entre bruit et musique. Dans un deuxième temps il essaie de montrer qu'on peut prendre des repères en analysant les conditions qui engendrent des pertes transitoires et les pertes permanentes. Une analyse des audiogrammes des musiciens exposés à des niveaux sonores élevés montre une différence significative par rapport à des travailleurs dans des entreprises soumis à des bruits de machines. Il y a plusieurs raisons à cela qui sont exposées dans ce chapitre.

Chapitre 2. Revue de l'anatomie et de la physiologie du système auditif périphérique. R. J. Salvi. Le travail présenté dans ce chapitre va tout à fait dans le sens de ce que nous avons souligné lors de l'EPU 2009, il faut travailler à la mise en évidence des groupes cellulaires déficitaires parce que c'est là que se trouve la réponse probable.

Chapitre 3. Les aspects médicaux liés aux dommages issus du bruit chez les musiciens. K. Heinhorn. Dans ce chapitre les principaux désordres vont des surdités induites à l'hyperacousie en passant par les acouphènes ou la diplacousie d'une part et, d'autre part, à des dysfonctionnements vestibulaires. Ensuite l'auteur aborde les meilleures voies de recherche des causes et nous retrouvons à nouveau la mise en question des groupes cellulaires, puis les traitements.

Chapitre 4. R. S. Tyler et Col. Tinnitus, hyperacousie et musique en sont les maîtres mots. Dans ce travail les auteurs notent que

les acouphènes sont souvent le signe avant-coureur de l'atteinte auditive. Car notent-ils, les acouphènes ne sont que les symptômes d'une atteinte dont on ignore le plus souvent la cause réelle. Ils insistent en particulier sur les modalités sonores qui risquent de générer des acouphènes en particulier le temps d'exposition au bruit. Les auteurs prennent par ailleurs le temps d'expliquer comment faire de la prévention dans ce domaine. Dans la dernière partie, ils traitent de l'hyperacousie.

Chapitre 5. Les casques sont-ils à l'origine de surdités ? B. J. Fligor. Les auteurs sont prudents vis-à-vis de leur réponse. Ils soulignent aussi que la durée est certainement un facteur très décisif dans ce domaine.

Chapitre 6. La protection auditive des musiciens. P. A. Niquette. L'un des problèmes majeurs de la protection est que la plupart du temps les protections contre le bruit ne sont pas équilibrées en termes de fréquences, ce qui est inacceptable pour un musicien ou bien que l'atténuation globale est trop importante. Ils proposent alors un type d'atténuateur bien spécifique susceptible de réaliser l'équilibre souhaité. Ils expliquent ensuite comment réaliser des protections et comment en mesurer l'efficacité.

Chapitre 7. Les protections individuelles et le contrôle du retour acoustique : rôle de l'audiologiste. M. Santucci. Dans la plupart des cas les musiciens sur scène ont besoin de s'entendre jouer eux-mêmes et ce n'est pas facile dans un environnement de bruit exacerbé. On explique ici comment régler et adapter ce genre de système acoustique de sorte qu'il corresponde aux exigences auditives du sujet.

Chapitre 8. L'acoustique d'une pièce et de la scène pour une perception auditive optimale. W. J. Gastmeir. Il s'agit là d'un chapitre intéressant qui permet de mieux comprendre les différences qu'il y a par exemple entre une salle de concert et un auditorium. Dans ce chapitre tout est pris en compte : la réverbération et le temps étant naturellement les 2 paramètres les plus importants.

Chapitre 9. Les modifications peu coûteuses. Ce chapitre est intéressant pour notre culture et surtout compte tenu des questions qu'on peut nous poser car les auteurs nous proposent 6 modifications de l'environnement faciles à réaliser et susceptibles d'apporter des réponses intéressantes.

Chapitre 10. Prothèses auditives et musique. M. Chasin. Il s'agit évidemment là d'une

question centrale pour nous. Là aussi nous allons encore décevoir les adeptes des compresseurs multicanaux mais la recommandation est semble-t-il claire : le mieux c'est 1 canal. La réduction du larsen et du bruit doivent être contrôlés systématiquement et choisis avec précision. Cette partie du travail est très intéressante à lire. Enfin, on nous présente la meilleure façon de réaliser un programme dit : « musique » sur une aide auditive.

Chapitre 11. Implants cochléaires et musique. H. J. McDermott. Il n'est pas nécessaire d'insister sur le fait que les implants ne sont pas des instruments de premier choix pour transmettre la musique. La seule solution que nous connaissons tous c'est l'appareillage mixte prothèse électrique/prothèse acoustique. Cet aspect devrait d'ailleurs amener une réflexion sur l'éthique des implants bilatéraux et les conséquences sur la privation du plaisir musical... Remarque qu'il faudra pondérer avec l'arrivée des prothèses électro-acoustiques.

Chapitre 12. Musique pour les audiologistes. M. Chasin & D. Hayes. Les auteurs soulignent qu'il conviendrait que la formation des audiologistes comprenne des rudiments d'acoustique de la musique. C'est le cas en principe chez nous en France..

Chapitre 13. Approche de la prévention. Il s'agit là d'un chapitre assez original dans lequel évolution et éducation sont associées à une certaine conception néo-darwinienne qui évoque un peu le chapitre sur : « neuro-esthétique (2), musique et peinture » dans le livre de J. P. Changeux : « Du vrai, du beau, du bien » (O. JACOB 2008)

Chapitre 14. Test auditif fonctionnel pour les musiciens : vers une approche in-vivo. Il y a dans ce livre de quoi ravir les musiciens les spécialistes de l'audiologie prothétique et les plus performants d'entre eux ne tarderont pas à intégrer un certain nombre des idées ici exposées.

Est-il nécessaire de dire que ce livre vient combler un vide ? Il était nécessaire. Il faut l'acheter car de toute évidence il va dans un sens que ni B. Hugon ni Ch. Renard ne sauraient renier, c'est-à-dire la prise en compte d'une dimension essentielle de notre vie.

F. D.

CLINICAL MANAGEMENT OF CHILDREN WITH COCHLEAR IMPLANTS

Ed. Laurie Eisenberg
Pluralpublishing; 692p.; 2010
\$125

Nous sommes ici dans la cour des grands. Nous avons « rencontré » Laurie Eisenberg au tout début de notre carrière par la lecture d'un ouvrage qu'elle avait rédigé seule et dont je garde pieusement tous les chapitres sous forme de photocopies (eh oui !) réalisées il y a bien longtemps dans la bibliothèque de la faculté de médecine à Besançon dans le service du Pr J. C. Lafon où, comme tant d'autres, je suis allé apprendre mon travail au travers d'un homme que l'on peut dire hors du temps puisque son enseignement nous est encore d'un formidable secours après près de 30 ans ! Dans cet ouvrage qui est collectif (692 pages divisées en 21 chapitres et autres index) on trouve de grands noms c'est évident, mais aussi et surtout un style assez uniforme. On sent que l'éditrice, au sens anglo-saxon du terme, a parfaitement maîtrisé les copies avant de donner le feu vert pour la publication. Le point commun : la plus grande clarté associée à la plus grande exhaustivité. Voilà pour ce qui est de l'impression générale.

Chapitre 1. Les implants cochléaires chez l'enfant : perspectives historiques et réflexions personnelles. Dans ce chapitre rédigé par L. S. Eisenberg, on rentre dans le débat par une porte qui débouche sur un environnement très vivant et dont on comprend rapidement que pour intégrer l'intérêt de l'implant que peu de gens discutent aujourd'hui il faut aussi lire les débats qui n'ont pas toujours été faciles entre certaines équipes d'implanteurs et, par exemple, une personnalité qui a joué un rôle essentiel de ce domaine : W. House. On comprend aussi comment s'est constitué un réseau d'équipes très solides aux Etats-Unis et comment se sont construites et continuent à se construire les bases de données indispensables à la validation générale de la démarche.

Chapitre 2. La prise en charge clinique de l'implant cochléaire chez l'enfant. Dans ce chapitre rédigé par M. E. Winter et B. N. Phillips on retrouve d'abord une justification de l'implant dans les surdités importantes du fait de la naissance de plus de 90% des enfants sourds dans des familles entendantes, donc la volonté et la nécessité de communication primant sur tout le reste et, compte tenu des résultats de l'implant aujourd'hui, cette démarche est naturellement devenue, quand cela est possible, la « voie royale ». La thématique de ce travail c'est justement le quand cela est possible... On y trouve un ensemble de connaissances parfaitement synthétisées pour y répondre.

Chapitre 3. Amplification acoustique pour les nouveaux-nés et les enfants : sélection, adaptation et prise en charge. Les deux intervenants sont P. A. Roush et R. C. Seewald. Ce chapitre aborde la démarche générale de l'appareillage et l'intérêt dans cette démarche de l'utilisation de la méthode in-vivo chez le tout petit par rapport à la prise de mesures en champ libre. Ce chapitre est très intéressant, il présente des études de cas bien construites. En fin de chapitre les auteurs présentent une réflexion sur l'évolution de la prothèse. Notons un passage que ce travail reste largement à faire chez nous et que le collègue serait bien avisé de s'y pencher.

Chapitre 4. Implantation bilatérale. Ce chapitre est écrit par R. Y. Litovsky et J. Madel, deux spécialistes indiscutables du domaine. Leur travail ressemble en tous points à ce que l'on peut faire en audiométrie prothétique classique. L'objectif étant de bien comprendre ce que ce type d'appareillage peut apporter. La réponse est simple : bonne orientation dans l'espace. On retrouve en particulier une mesure du seuil de détection de l'angle minimal de variation de l'azimut avec des repères pour l'évaluation de l'assimilation par le patient de son environnement auditif du fait de la présence de deux implants (cette mesure pourrait se faire tout aussi bien pour 2 aides auditives classiques). Ce chapitre contient toute une série d'informations sur l'écoute dans le bruit qui sont aussi très intéressantes.

Chapitre 5. L'implant cochléaire pédiatrique et la chirurgie. Les auteurs, E. P. Wilkinson, J. N. Fayad et W. M. Luxford. Ce chapitre contient de nombreuses photos ainsi qu'un historique et une discussion sur les techniques et procédures chirurgicales mises en pratique pour implanter.

Chapitre 6. Les auteurs, T. A. Zwolan et C. J. Stach présentent la prise en charge du patient lors de la mise en route de l'implant. Ils expliquent avec beaucoup de précisions ce qu'il faut faire et surtout ce qu'il ne faut pas faire. Ils nous donnent aussi des indications intéressantes sur les différents tests qu'ils utilisent pour contrôler l'efficacité prothétique.

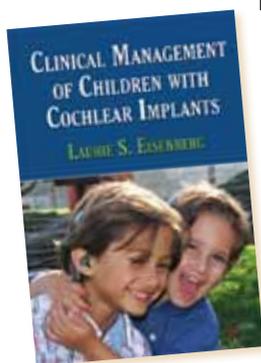
Chapitre 7. Potentiels électriques évoqués et applications cliniques. Auteurs : C. J. Brown, P. J. Abbas, C. P. Elster, A. K. Larson, K. E. Musser et S. N. O'Brien. Ce chapitre est très intéressant il permet de bien comprendre comment on peut vérifier le fonctionnement de l'implant. Et la mise en place de la programmation du processeur vocal.

Chapitre 8. Bilan vestibulaire ; Auteurs : Sh. L. Cushing et B. C. Papsin. Ce chapitre est intéressant, Il souligne que peu de bilans vestibulaires ont été faits chez l'enfant avant implantation. Il semblerait que, là aussi, l'implant ne pose pas de problème. C'est évidemment important pour l'enfant lorsqu'il doit apprendre à marcher.

Chapitre 9. Bilan en termes de perception de la parole. Auteur : A. Boothroyd. Nous suivons cet auteur depuis des années et l'avions d'ailleurs invité à Paris il y a plusieurs années. Il effectue un travail de fond très intéressant qui jusqu'à aujourd'hui n'a, à ma connaissance, aucun équivalent en langue française. Ce travail est aussi une mise au point très intéressante dans laquelle l'auteur souligne que, au moins pour cette population, l'idée de vouloir dégager un profil perceptuel de la parole est un peu « surréaliste » on ne peut que mettre en place un bilan comportemental donc limité à un certain cadre qui est celui du test mais, dit-il, selon le niveau de score on peut néanmoins faire des inférences. Par ailleurs, le travail sur les contrastes peut permettre de mesurer certains progrès en termes d'apprentissage.

Chapitre 10. Audiométrie vocale chez l'enfant implanté. K. I. Kirk, B. F. French, S. Choi. Dans ce chapitre, sont passés en revue tous les tests vocaux et leur interprétation. On est étonné des moyens disponibles mis en œuvre et de leur articulation en batterie de tests. Ce chapitre est bien placé après celui écrit par A. Boothroyd.

Chapitre 11. Le travail du spécialiste du langage dans l'équipe d'implantation. Auteurs : S. E. Ambrose, D. M. Hammes-Ganguly K. M. Lehnert. Travail essentiel on s'en doute qui permet, pour un niveau



optimal d'appareillage, de suivre si l'évolution de l'enfant est ou non satisfaisante sur le plan du langage.

Chapitre 12. Echelle pré-lexicale d'évaluation : de la vocalisation à l'audition chez l'enfant entendant et chez l'enfant sourd. Auteurs : L. Kishon-Rabin, R. Taitelbaum-Swead, O. Segal. Ce chapitre est très intéressant. Les résultats présentés devraient en intéresser plus d'un car il présente des données statistiques bien claires et donc qui pourraient peut-être influencer aussi les spécialistes de l'appareillage de l'enfant car tous les enfants ne sont pas implantés, même s'il y en a de plus en plus.

Chapitre 13. Auteurs : J. F. Knutson, G. J. Stika. Considérations psychologiques dans le cadre de l'implantation pédiatrique. Les auteurs expliquent que les résultats contrastés obtenus avec l'implant imposent une prise en charge que l'on conçoit bien lorsqu'ils ne sont pas ceux attendus. Il faut aussi souligner que ces résultats sont aussi le fait de « paramètres » psychologiques qui relèvent de l'individu lui-même ou de la famille. Il faut donc travailler sur les facteurs mis en jeu dans le domaine général de la psychologie dans le cadre préimplantatoire. Les auteurs présentent en fin de chapitre les instruments d'évaluation.

Chapitre 14. Evaluation de la qualité de vie et évaluation économique de l'implant cochléaire. Auteurs : F. R. Lin, J. K. Niparko, H. W. Francis. Il s'agit là d'un chapitre important que nous connaissons encore mal chez nous : évaluer l'impact économique d'une prise en charge thérapeutique. Trop souvent nous considérons avec naïveté que la vie ou la santé n'a pas de prix ! C'est une grave erreur, la vie a un prix qui est fixé par les assureurs (de même que la santé). Et, par exemple, lorsqu'un avion s'écrase au sol cela sert à dédommager les familles. Nous sommes donc dans un système économique qui, qu'on le veuille ou non, ne doit pas être pris pour un puits sans fond. Il faut des règles et ce sont ces règles qui sont explicitées dans ce chapitre.

Chapitre 15. Auteur : S. F. Rotfleisch. Thérapie audio-verbale. Du fait du dépistage très précoce des surdités chez les enfants, il faut concevoir dès le départ une prise en charge que l'on qualifie chez nous de guidance parentale mais aussi, parallèlement, il faut un suivi qui permet dévaluer discrètement le développement des capacités auditives du sujet. C'est tout le travail qui est présenté dans ce chapitre.

Chapitre 16. Considérations éducatives. Auteurs : M. H. Nevins et P. M. Chute. Le but de ce chapitre est de guider l'enseignant dans l'initiation de l'enfant à un nouvel environnement sonore.

Chapitre 17. Empowering families of children... J. L. Desjardin. L'idée qu'il y a derrière ce chapitre c'est en fait de « former » et de dynamiser la famille de l'enfant sourd implanté pour qu'ils participent au mieux à l'éveil et à l'intégration de leur enfant.

Chapitre 18. Travailler avec des enfants issus de milieu sociaux-éducatifs défavorisés. Auteurs D. L. Suskind et S. Gehlert. On retrouve dans ce chapitre des considérations économiques importantes et quelques stratégies possibles pour développer des comportements qui permettront à l'enfant sourd implanté de ne pas être « victime » de son milieu.

Chapitre 19. Auteurs : K. C. Johnson et S. Wiley. L'implant cochléaire chez l'enfant pluri-handicapé. Il s'agit là d'un sujet important car les enfants déjà victimes de certains handicaps doivent naturellement pouvoir profiter du développement de ces nouvelles technologies. Le but de ce chapitre est de discuter leur intérêt, par exemple dans le cas de l'autisme, dans la mesure où l'accès au son n'est pas synonyme de l'accès au langage. Il ne s'agit pas cependant de priver certains enfants de cet accès sous certaines réserves qui sont discutées ici.

Chapitre 20. Auteurs : C. A. Buchman, P. A. Roush, H. F. B. Teagle, C. J. Zdaski. La prise en charge clinique d'enfants atteints de neuropathie auditive. Dans ce chapitre on trouve naturellement une introduction sur la neuropathie auditive que certains jugeaient encore il y a 2 ou 3 ans, lorsque nous avons entrepris de faire réaliser un numéro double des Cahiers sur ce sujet, comme étant un sujet mineur... Fort heureusement aujourd'hui tout le monde reconnaît l'importance de cette prise de conscience dans l'intérêt des enfants en particulier parce que dans certains cas l'implant est une indication incontournable parce qu'il conduit à des résultats de grande qualité.

Chapitre 21. Auteurs : R. V. Schannon, L. Colletti, L. S. Eisenberg, K. C. Johnson, M. Corner et Vittorio Colletti. Les implants du tronc chez l'enfant. Dans ce chapitre on retrouve les applications certes limitées mais essentielles de cette approche thérapeutique.

Au total ce livre est remarquable de qualité, de densité d'information et de clarté. Bien sûr près de 700 pages ce n'est pas rien. Mais on y apprend tellement qu'il me semble qu'il devrait être lu par tous les professionnels qui souhaitent repenser leur travail compte tenu de l'évolution inéluctable de l'implant dans les années à venir.

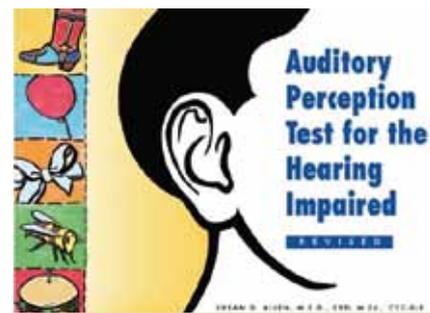
F. D.

AUDITORY PERCEPTION TEST FOR THE HEARING IMPAIRED (Revised)

Susan G. Allen

Pluralpublishing 87p. 2007

\$249,95



Il ne s'agit pas véritablement d'un livre en tant que tel mais plutôt d'un test à faire passer et qui utilise ce livre comme support. Ce travail est intéressant à plusieurs titres et devrait peut-être servir de base de travail à tous les spécialistes de l'audiométrie vocale car il est très structuré. En effet de l'entraînement à la passation puis à la « notation » et enfin à l'interprétation on retrouve ce qui bien souvent manque à beaucoup de tests c'est-à-dire un véritable travail d'évaluation et un mode d'emploi clair. Il ne faut en effet pas modifier les règles de présentation lorsqu'elles ont été travaillées, évaluées et validées par des professionnels rigoureux et maîtrisant bien leur travail. Ce livre comporte de plus un CD d'accompagnement très intéressant et qui permet de visualiser des séquences filmées les procédures de notation etc...

Remarquable travail.

F. D.

EPU 2009

Cycle de formation

Psychoacoustique

et surdité

Applications prothétiques

Les auteurs des communications données au cours de l'EPU 2008 avaient formulé quelques questions sur le thème « Psychoacoustique et surdité. Bases fondamentales - Implications prothétiques ». Ces questions avaient été publiées sous forme d'un QCM dans les Cahiers de l'Audition - vol 22 - mars/avril 2009 - n° 2 - et les réponses dans le vol 22 - mai/juin 2009 - N° 3. Ces différentes questions et leurs réponses figurent également sur le site INTERNET du Collège : www.college-nat-audio.fr

Suite à l'EPU 2009 intitulé « Psychoacoustique et surdité - Applications prothétiques », les auteurs ont établi les questions suivantes que je vous invite à découvrir. Les réponses à ces questions seront publiées dans un prochain numéro des Cahiers de l'audition.

Bonne lecture et bonne réflexion.

Eric BIZAGUET - Président du Collège National d'Audioprothèse

Tests tonals et vocaux

A - Mesures psychoacoustiques tonales (illustrations sonores).

Techniques usuelles. Techniques avancées. Outils existants. Nouveaux outils. Mesures des paramètres intensité, fréquence, temps, effet de masque.

Y. LASRY, Audioprothésiste, Nantes

1 - Le test de LUSCHER permet de mesurer le seuil différentiel d'intensité pour une fréquence définie par l'émission d'un son continu modulé en amplitude en cadence rythmée. Le niveau du stimulus émis est égal :

- a) au seuil d'audition,
- b) au seuil d'audition + 30 dB,
- c) au seuil subjectif de confort,
- d) au seuil subjectif d'inconfort.

2 - Il y a présence de recrutement si le seuil différentiel d'intensité déterminé est :

- a) < 2 dB,
- b) < 1,2 dB,
- c) < 0,7 dB,
- d) < 0,5 dB.

3 - Le test de FOWLER permet de mettre en évidence le recrutement. Il est utilisé lorsque :

- a) le seuil d'audition pour chaque oreille, à une fréquence donnée, diffère de 20 à 60 dB,

- b) le seuil d'audition pour la même oreille, pour deux fréquences données, diffère de plus de 20 dB,

- c) la surdité est plate et symétrique,
- d) l'une des oreilles est cophotique.

4 - L'audiométrie automatique de BEKESY, en signal continu et discontinu, apporte de nombreux renseignements sur l'étiologie de la surdité ainsi que sur la présence de recrutement. L'auteur de ce test, Georg VON BEKESY, reçut le prix Nobel de médecine en 1961 pour ses travaux de recherche sur :

- a) La cochlée,
- b) Les canaux semi-circulaires,
- c) Les aires auditives,
- d) Le lobule et le pavillon.

5 - Lors de l'audiométrie automatique de BEKESY, qu'apprend-on sur le type de surdité si le seuil d'audition obtenu en signal discontinu se situe sur le graphique en dessous du seuil obtenu en signal continu ?

- a) il s'agit d'une surdité endocochléaire,
- b) il s'agit d'une surdité de transmission,
- c) il s'agit d'une surdité rétrocochléaire,
- d) il s'agit d'une surdité simulée.

6 - Le test SPAN permet de tester la mémoire immédiate par la répétition de séries de chiffres (empan) de plus en plus longues. Quelle est la valeur minimale à obtenir pour rejeter le diagnostic de trouble de la mémoire immédiate pour un enfant de 7 ans ?

- a) SPAN 4,
- b) SPAN 5,
- c) SPAN 6,
- d) SPAN 7.

B - Mesures vocales dans le silence et dans le bruit (illustrations sonores).

Corrélation entre tonale et vocale.

Analyse des discordances.

F. LEFÈVRE, Audioprothésiste, Rennes

1 - En utilisant une seule liste, quel test vocal a un niveau acceptable de reproductibilité ?

- a) Test de mots dissyllabiques de Fournier,
- b) Test phonétique (test cochléaire, test de Dodelé, test syllabique),
- c) HINT.

2 - Le HINT est un test d'audiométrie vocale constitué de :

- a) mots du vocabulaire habituel,
- b) phrases,
- c) logatomes.

3 - A partir de l'audiométrie tonale d'orientation prothétique, peut-on prédire avec certitude les scores de l'audiométrie vocale ?

- a) jamais,
- b) parfois,
- c) toujours.

C - Démarche prothétique. Protocole initial et organisation des tests complémentaires.

E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris

1 - Le tone decay test :

- a) mesure la fatigabilité de l'oreille,
- b) est souvent présent dans les surdités de transmission
- c) indique une zone fréquentielle de très bonne qualité.

2 - Le protocole initial minimal d'audiométrie tonale est composé :

- a) d'un békesy,
- b) d'un seuil d'audition,
- c) d'un seuil de confort et d'inconfort,
- d) d'une audiométrie au casque isolée.

3 - La recherche du seuil de confort s'effectue :

- a) avant la recherche du seuil d'inconfort,
- b) après la recherche du seuil d'inconfort,
- c) uniquement en champ libre,
- d) en son pur continu.

4 - Le bilan vocal minimal :

- a) est obligatoire en complément du bilan tonal (si possible),
- b) se fait uniquement à la recherche du seuil d'intelligibilité,
- c) utilise les logatomes en première intention,
- d) se fait en direct à voix moyenne.

Mesures psychoacoustiques et réglages des traitements du signal

D - Compressions.

Tk, Fc, multicanaux, temps d'attaque et de retour, Wdrc, curvilinéaire, écrêtage, expansion.

S. LAURENT, Audioprothésiste, Gourin

F. DEGOVE, Audioprothésiste, Garches

1 - La compression de dynamique :

- a) améliore toujours le confort et la compréhension,
- b) peut détériorer la compréhension,
- c) n'a aucune incidence sur l'enveloppe temporelle du signal.

2 - A propos du seuil d'enclenchement et du taux de compression :

- a) ils sont totalement indépendants,
- b) seul le taux a réellement de l'influence sur la compression,
- c) ils sont intimement liés.

3 - Les fabricants et la compression :

- a) les procédés sont tous similaires,
- b) à taux de compression identique la perception sonore peut être radicalement différente,
- c) tous permettent de régler le seuil d'enclenchement.

4 - Modalités de réglages

- a) le réglage des gains pour un niveau d'entrée faible et un niveau d'entrée élevé modifie à la fois le seuil d'enclenchement et le taux de compression,
- b) le réglage des gains pour un niveau d'entrée faible et un niveau d'entrée élevé ne modifie que le seuil d'enclenchement,
- c) le réglage des gains pour un niveau d'entrée faible et un niveau d'entrée élevé ne modifie ni le seuil d'enclenchement ni le taux de compression.

E - Traitements privilégiés du signal.

Réducteurs de bruit et renforcement de la parole. C. RENARD, Audioprothésiste, Lille

1 - Le renforcement de la parole consiste à majorer certains indices contenus dans le signal de parole pour favoriser l'intelligibilité. Ce renforcement :

- a) s'applique exclusivement aux éléments fréquentiels,
- b) s'applique exclusivement aux éléments temporels,
- c) peut s'appliquer aux éléments fréquentiels et aux éléments temporels.

2 - L'action des réducteurs de bruit présents dans les aides auditives de dernière génération :

- a) entraîne une diminution systématique du gain sur toutes les fréquences en cas de bruit non vocal,
- b) n'entraîne aucune diminution du gain, même en présence de bruit,
- c) prend en compte le rapport Signal/Bruit sur chaque canal pour adapter la diminution du gain.

3 - La vitesse d'action de réduction du bruit est :

- a) variable selon les appareils et les signaux ?
- b) toujours la même pour tous les bruits et tous les appareils (2,5 secondes).

4 - Les actions des réducteurs de bruit :

- a) ne sont dépendantes que de leur réglage spécifique,
- b) peuvent être influencées par d'autres réglages de l'aide auditive.

5 - Lors d'un appareillage bilatéral, il est préférable que l'action des réducteurs de bruit soit :

- a) synchronisée des deux côtés,
- b) désynchronisée entre les deux côtés.

F - Microphones directionnels.

Fixes, adaptatifs, multiprogrammes.

J.B. DELANDE, Audioprothésiste, Annecy

1 - Quels sont les 2 types primaires de directivité microphonique que l'on appelle

« harmoniques sphériques » ?

- a) omnidirectionnel et cardioïde,
- b) omnidirectionnel et bidirectionnel,
- c) cardioïde et bidirectionnel.

2 - Qu'est ce que l'indice de directivité (ID) d'un système microphonique ?

- a) sa capacité (dB) à séparer un signal diffus dans un bruit venant de l'azimut 0°,
- b) sa capacité (dB) à séparer un signal diffus dans un bruit blanc,
- c) sa capacité (dB) à séparer un signal venant de l'azimut 0° dans un bruit diffus.

3 - L'efficacité d'un système microphonique adaptatif dépend principalement de sa gestion de ?

- a) l'appariage des microphones et la distance inter-microphones,
- b) l'appariage des microphones et le nombre de canaux de traitement,
- c) le nombre de canaux de traitement et la distance inter-microphones.

4 - Laquelle des affirmations suivantes est erronée ?

- a) l'amélioration du SNR par un système directionnel est fortement affaibli lors d'une correction ouverte, mais garde un intérêt sur les HF,
- b) certaines aides auditives utilisent les caractéristiques polaires de leur système microphonique comme anti-Larsen,
- c) les systèmes directionnels n'ont aucune influence pour l'amélioration du SNR lors de primo-correction de surdités sévères à profondes.

Applications pratiques - Les réglages

G - Transposition et compression de fréquences.

A. COEZ, Audioprothésiste, Paris

1 - La compression fréquentielle non linéaire :

- a) peut être appliquée sur l'ensemble de la bande passante audible,
- b) permet d'éviter le recours à l'implantation cochléaire quand les zones cochléaires qui codent pour la zone aiguë sont trop endommagées et ne permettent plus une intelligibilité de la parole,
- c) est destinée à corriger exclusivement des pertes d'audition sévères à profondes,
- d) engendre une perte d'information des fréquences au-delà de la fréquence de coupure,
- e) entraîne une superposition du signal amplifié dans une zone fréquentielle et du signal comprimé dans cette zone,
- f) permet d'étendre la bande passante

audible du malentendant au-delà des capacités de l'écouteur utilisé avec une amplification traditionnelle.

2 - La transposition fréquentielle linéaire :

- a) peut être appliquée sur l'ensemble de la bande passante audible,
- b) permet d'éviter le recours à l'implantation cochléaire quand les zones cochléaires qui codent pour la zone aiguë sont trop endommagées et ne permettent plus une intelligibilité de la parole,
- c) est destinée à corriger les pertes d'audition faibles,
- d) n'engendre pas de perte d'information des fréquences au-delà de la zone fréquentielle transposée,
- e) entraîne une superposition du signal amplifié dans une zone fréquentielle et du signal transposé dans cette zone,
- f) permet d'étendre la bande passante de l'écouteur utilisé avec une amplification traditionnelle.

3 - La compression fréquentielle est caractérisée par une fréquence de coupure et un facteur de compression. Une fréquence de coupure de 1500 Hz et un facteur de compression de 1.6 signifie qu'un son de 3000 Hz à l'entrée du micro devient à la sortie de l'écouteur un son de :

- a) 937,50 Hz,
- b) 1500 Hz,
- c) 2250 Hz,
- d) 2437,50 Hz,
- e) 2500 Hz,
- f) 2650,50 Hz.

4 - Les résultats cliniques des études publiées montrent que la compression fréquentielle et la transposition fréquentielles :

- a) modifient le spectre fréquentiel des sons environnementaux empêchant leur reconnaissance,
- b) améliorent davantage la perception des voyelles que des consonnes,
- c) améliorent davantage la perception des consonnes que des voyelles,
- d) n'améliorent pas en anglais la détection des pluriels,
- e) sont sans effet sur l'effet larsen,
- f) dégradent l'intelligibilité de la parole.

H - Autres traitements spécifiques du signal. Anti-larsen. Communication entre les deux appareils.

J. JILLIOT, Audioprothésiste, Callian

1 - En audioprothèse, l'effet décrit par Søren Larsen que l'on constate le plus souvent résulte :

- a) d'une rétroaction électro-acoustique sub-oscillatoire,
- b) d'une oscillation électro-acoustique auto-entretenue,

- c) d'un état de saturation électro-acoustique.
- 2 - Le gain d'un système acoustique est le seul paramètre à modifier pour passer d'un état stable à un l'état instable de la rétroaction ou effet Larsen.
- a) vrai, car pour supprimer un effet Larsen auto-entretenu, il suffit de diminuer le gain,
- b) vrai, car le gain de l'amplificateur augmente sous l'effet de la rétroaction,
- c) faux, le gain n'est pas un facteur qui contrôle l'accrochage à l'effet Larsen, seuls les niveaux de sortie sont décisifs,
- d) faux, car la rétroaction dépend aussi du niveau sonore présent à l'entrée du système,
- 3 - Un appareil intra auriculaire présente un effet Larsen car son tube reliant le microphone au boîtier s'est détaché, comment l'avez-vous vérifié ?
- a) car le sifflement persiste lorsque l'entrée micro et la sortie écouteur de l'appareil sont fermées au doigt,
- b) car le sifflement continue lorsque l'entrée micro est fermée au doigt,
- c) car le sifflement continue lorsque la sortie de l'écouteur est fermée au doigt,
- d) car le sifflement s'arrête lorsque l'entrée micro est fermée au doigt.
- 4 - Les mesures à base de stimulation en champ libre de type bruit filtré en bande étroite ou vobulé lors des contrôles de confort, de seuil ou d'équilibrage avec appareil sont affectées par l'action des dispositifs anti-Larsen modernes.
- a) pas du tout, les systèmes anti-Larsen automatiques ne sont actifs qu'en présence de sons purs de forte intensité ?
- b) les mesures tonales de contrôle en champ libre sont affectées par les systèmes anti-Larsen surtout lors de l'utilisation de signaux aigus,
- c) les mesures réalisées avec des signaux de très faible intensité ne seront pas affectées par les dispositifs anti-Larsen.

Choix technologiques et réglages en fonction du bilan d'orientation prothétique tonal et vocal et des résultats des mesures psychoacoustiques

I - Adaptation prothétique et contrôle d'efficacité. Interférence entre réglages. Incidence sur les mesures psychoacoustiques. Désactivation de traitement spécifique en contrôle d'efficacité.

S. GARNIER, Audioprothésiste, Sartrouville
F. LEFEVRE, Audioprothésiste, Rennes

- 1 - Le masquage ascendant :
- a) est l'effet des basses fréquences sur les hautes fréquences,
- b) est l'effet des hautes intensités sur les basses intensités,
- c) est l'effet de la réverbération sur la perception dans le bruit.
- 2 - L'utilisation d'un embout ouvert permet :
- a) d'améliorer la bande passante amplifiée,
- b) de limiter l'effet du masquage ascendant.
- c) de favoriser l'ouverture d'esprit.
- 3 - Le gain prothétique vocal optimisé dans le silence se mesure :
- a) dès le début de l'appareillage,
- b) au cours de la période d'acclimatation,
- c) à la fin de la période d'acclimatation.

J - Multiprogrammation.

Mesures psychoacoustiques et traitement du signal, des bruits selon leur nature, de la musique, des milieux bruyants.

B. HUGON, Audioprothésiste, Paris

A. VINET, Audioprothésiste, Paris

- 1 - Pour améliorer l'intelligibilité de la parole dans un environnement bruyant, comment fera-t-on évoluer les réglages de l'aide auditive ?
- a) réduction du gain dans les basses fréquences,
- b) augmentation du taux de compression,
- c) utilisation d'un micro omnidirectionnel.
- 2 - Pour améliorer l'intelligibilité de la parole à la télévision, quelles modifications du réglage de l'aide auditive seront les plus efficaces ?
- a) réduction du gain dans les basses fréquences,
- b) réduction du taux de compression,
- c) utilisation d'un micro omnidirectionnel.
- 3 - Pour apprécier la musique avec des aides auditives réglées pour améliorer l'intelligibilité de la parole, quelles modifications allons-nous apporter à ces réglages ?
- a) augmentation du gain dans les basses fréquences,
- b) utilisation d'un micro omnidirectionnel,
- c) activation des traitements antibruit.
- 4 - Quels sont les meilleurs arguments en faveur de la technologie Bluetooth par rapport aux précédents modes de transmission : filaire, champ magnétique et modulation de fréquence ?
- a) norme de communication utilisée dans les lieux publics,
- b) transmission de données numériques,
- c) technologie évolutive.
- 5 - Le Bluetooth :
- a) entre dans la catégorie LAN (Local Area

- Network) : il est destiné à un usage personnel idéal pour des outils mobiles, sa portée est limitée à 100 mètres,
- b) entre dans la catégorie PAN (Personal Area Network) : il est destiné à un usage personnel idéal pour des outils mobiles, sa portée est limitée à 10 mètres,
- c) entre dans la catégorie WAN (Wide Area Network) : il est destiné aux utilisateurs du système d'exploitation Windows, sa portée est limitée à 10 mètres.

K - Localisation sonore spatiale, équilibrage sonore et stéréaudiométrie.

L. DODELE, Audioprothésiste, Braine l'Alleud

- 1 - Les mesures relatives à l'appareillage stéréophonique s'orthographient :
- a) stéréo audiométrie, b) stéréoaudiométrie, c) stéréaudiométrie.
- 2 - Une audition parfaite ou une idéalement corrigée est :
- a) binaurale stéréophonique,
- b) stéréoacoustique,
- c) stéréophonique.
- 3 - Le différentiel interauriculaire d'intensité provoqué par l'effet d'ombre de la tête influence :
- a) toutes les fréquences,
- b) les fréquences supérieures à 800 Hz,
- c) les fréquences supérieures à 300 Hz.
- 4 - La « Procédure APA » est une technique d'appareillage dont l'objectif est de proposer des corrections concrètes de réglages prothétiques à partir de mesures :
- a) de Seuils Prothétiques et d'Audiométrie Vocale dans le Calme (AVS),
- b) de Localisation Spatiale et d'égaux Sensations Auditives (Loudness),
- c) de Localisation Spatiale et d'Audiométrie Vocale en milieu Bruyant (AVB).
- 5 - Les stimuli utilisés dans la Procédure APA sont :
- a) des sons vocaux filtrés utilisés dans la méthode ICRA,
- b) des Ondes Vocales Filtrées (OVF),
- c) des sons vocaux filtrés dont les structures fines sont remplacées par du bruit blanc.
- 6 - Le STÉRÉOPHONE est le nom donné par Léon Dodelé à l'équipement de production sonore composé de :
- a) 5 HP espacés de 22,5°,
- b) 2 HP posés sur la tête du sujet,
- c) 2 HP posés à 70 cm de part et d'autre et à hauteur des oreilles du sujet.
- 7 - Pour un sujet dont l'audition est bonne, il est conseillé de dire et écrire :
- a) bien-entendant, b) normo-entendant, c) bienentendant.

ACFOS : calendrier des formations 2010

Les problématiques découlant d'un dysfonctionnement vestibulaire chez l'enfant sourd

Contenu

Les activités motrices jouent un rôle majeur dans l'évolution de l'enfant sourd. Spontanément, il compense le manque d'informations auditives par des activités motrices, explorant son milieu. Ses capacités motrices sont également très souvent sollicitées dans le cadre de la rééducation, et notamment la rééducation orthophonique : des aides manuelles sont proposées pour visualiser les éléments de la parole, la production orale s'appuie sur la prise de conscience des mouvements des organes phonateurs, etc.

Les déficits vestibulaires complets bilatéraux peuvent retarder gravement l'autonomie motrice des enfants et avoir de ce fait de graves conséquences chez l'enfant sourd. Ces déficits vestibulaires sont beaucoup plus fréquents chez l'enfant sourd que chez les enfants non sourds. Il est donc essentiel de faire connaître aux professionnels de la surdité quels sont les éventuels troubles psychomoteurs associés (troubles de l'équilibre, de la coordination motrice...) afin de les aider à proposer des réponses appropriées. Repérer et comprendre d'éventuels troubles vestibulaires chez l'enfant sourd permettront de mettre en place des stratégies de palliation d'autant plus efficaces qu'elles seront précoces.

Au cours de ce stage, il sera donc reformulé le rôle fonctionnel de l'appareil vestibulaire dans l'établissement des structurations de base, afin de déterminer l'importance de la compensation naturelle, mais surtout ses limites en fonction d'un certain nombre de critères comme l'âge d'apparition des troubles ou celui du démarrage de la prise en charge, les particularités du dysfonctionnement et leur intensité. Puis seront distingués les risques de perturbations dus au détournement des fonctions proprioceptives et visuelles vers un autre usage. Des signes cliniques atypiques touchant l'établissement de représentations corporelles, des appréciations de l'espace réel et graphique et de l'adaptation de soi vers l'extérieur seront rattachés au système de l'équilibration, afin d'expliquer l'utilité des aides à l'intégration et le peu d'efficacité des moyens plus usuels. Dans un deuxième temps, un versant préventif sera proposé, avec les signes d'appel chez le très jeune enfant, l'établissement du diagnostic et la lecture

des résultats des tests du bilan vestibulaire. La présentation des différents modes de prise en charge ou des accompagnements parentaux et interdisciplinaires permettra certaines distinctions. Enfin les étapes indispensables permettant le dépassement de prétendues dyspraxies motrices, visuomotrices et visuospatiales seront répertoriées..

Modalités

Exposés théoriques - vidéos - discussions - Exercices pratiques

Intervenants

Marie France DUBUC, Psychomotricienne, CEOP, Paris, Dr Sylvette WIENER-VACHER, Médecin O.R.L. Hôpital Robert Debré, Paris.

Informations pratiques

(formation réservée aux adhérents)

Dates : 07 et 08 octobre 2010

Durée : 2 jours- 12h00

Tarif : 350 euros

Public : Professionnels de la surdité : orthophonistes, ORL, audioprothésistes, enseignants sp., psychomotriciens...

Nbre minimum de participants : 15

www.acfos.org

EPU 2010 Enseignement Cycle de formation post-universitaire



Comme chaque année, le Collège National d'Audioprothèse met en place, avec le concours des Directeurs des enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audio-prothésiste, un cycle de formation post-universitaire. L'EPU 2010 aura lieu les **Vendredi 26 et Samedi 27 Novembre 2010** à la CITE DES SCIENCES ET DE L'INDUSTRIE, Centre des Congrès de LA VILLETTE, 30, avenue Corentin Cariou à PARIS (19ème) et sera rehaussé par une exposition des industriels fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et d'audiophonologie. Cette manifestation aura pour thème : **ACOUPHENES - HYPERACOUSIE**

Le Pré-programme de l'EPU est le suivant :

Introduction à l'EPU 2010

Mieux comprendre l'acouphène pour mieux l'expliquer

Physiopathologie, cause et étiologie des acouphènes.

Neurophysiologie de l'émotion.

Apport de l'imagerie fonctionnelle.

La prise en charge médicale

Bilan étiologique et diagnostic.

Traitements médicaux.

Les différentes options de traitement.

Comment évaluer l'acouphène dans le cadre du bilan prothétique pour mieux le traiter

Anamnèse.

Audiométrie.

Acouphénométrie prothétique.

Utilisation des questionnaires de sévérité, de handicap, de détresse, du THI.

Thérapies sonores audioprothétiques

Tinnitus Retraining Therapy.

Thérapie séquentielle sonore.

Spécificités de l'appareillage de l'acouphénique

Prise en charge, conduite à tenir et informations à transmettre.

Règles spécifiques d'indication.

Détermination du gain prothétique et du traitement du signal.

Education prothétique.

Résultats et attente du patient.

L'hyperacousie

Evaluation et audiométrie. Mode opératoire prothétique.

Place du traitement de l'hyperacousie dans l'appareillage.

Efficacité de la prise en charge et résultats statistiques.

L'équipe pluridisciplinaire

L'ORL, le psychologue, le relaxologue sophrologue, l'acupuncteur, l'ostéopathe...

Rôle de l'audioprothésiste au sein de l'équipe.

France acouphènes

Les voies de recherche

Médicales et chirurgicales.

Audioprothétiques.

Sur la prise en charge globale et sur l'émotion.

4 cas cliniques

Synthèse, conclusion et introduction à l'EPU 2011

Renseignements :

Danièle KORBA

COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

10, rue Molière - 62220 CARVIN

Tél. : 03 21 77 91 24

Fax : 03 21 77 86 57

E-mail : College.Nat.Audio@orange.fr

www.college-nat-audio.fr

Pourquoi manquer les décibels d'une question ?



BestSound™
Technology



Pure Special Edition de Siemens. Le plus petit contour Bluetooth au monde. Le choix "élégance" de Shownae Jebbia, Miss USA 98.

Pure™ Special Edition (Édition Spéciale) de Siemens est le plus petit contour d'oreille RIC pile 10 compatible Bluetooth avec Tek. Équipé de **BestSound Technology**, Pure SE dispose des dernières innovations technologiques en matière de traitement de signal : Plus de confort d'écoute grâce au nouvel anti-Larsen **FeedbackStopper**, meilleure compréhension de la parole quelle que soit sa provenance avec **SpeechFocus**, ajustements personnalisés selon les besoins et les préférences de l'utilisateur pour chaque environnement sonore avec **SoundLearning 2.0**. Pure SE, proposé en couleurs laquées élégantes noir argent et chocolat, existe en séries 701 et 501. www.siemens.fr/audiologie

Édition Limitée



Answers for life.*

SIEMENS

* Des réponses pour la vie