

Les
Cahiers
de

l'Audition

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES

ISSN 09803483 - Volume 23 - Juillet-Août 2010 - Numéro 4

> **Communications**

Loi handicap -
Accessibilité auditive

> **Livres et commentaires**

> **Informations**

EPU 2010

**Prix du Collège National
d'Audioprothèse 2010**

Mémoires récompensés



WIDEX **BABY™ 440**

THE BEST START IN LIFE



BABY™ 440,

une exclusivité Widex

L'aide auditive

petite, confortable et adaptée aux tout-petits



WIDEX®
HIGH DEFINITION HEARING

SOMMAIRE

Les Cahiers
de l'Audition

Juillet/Août 2010
Volume 23 - Numéro 4

Sommaire

Éditorial

Paul Avan 3

Dossier

Effets d'une lésion cochléaire dans les hautes fréquences sur la perception de la composante basse fréquence de la parole 5

Marie Guillet

Le traumatisme sonore en milieu professionnel : l'exemple des chirurgiens-dentistes 11

Julien Nizard

Diffusion de films à la télévision et perte d'intelligibilité 17

Elodie Routhe

Restitution de l'audibilité des fréquences supérieures à 1000 Hz dans le cas de surdités partielles 24

Fabien Seldran, Hung Thai-Van, Eric Truy, Michel Beliaeff, Christian Berger-Vachon, Lionel Collet, Stéphane Gallégo

Dépistage néonatal systématique de la surdité : un projet pour la Lorraine 34

Mylène Sipp, Romain Decolin

Communications

Loi handicap - Accessibilité auditive 38

Christelle Audegond, Jean-Michel Prin, Christian Renard

Livres et commentaires

François Degove 42

Informations

EPU 2010 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 - acoez@noos.fr - Assistante : C. DEGOVE - 5, avenue Maréchal JOFFRE - 92380 Garches
Tél. 01 47 41 00 14 **Conception - Réalisation** MBQ - 32, rue du Temple - 75004 Paris Tél. 01 42 78 68 21 Fax 01 42 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 **Dépôt Légal à date de parution** Juillet/Août 2010
Vol. 23 - N°4 - Imprimé par Néo-typo - Besançon **N°cappap 0411 T 87 860** Indexée dans : EMBASE / Excerpta Medica.

Liste des annonceurs

Ocep
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°4/2010

**Paul Avan - Rédacteur en Chef**

L'excellente tradition du Collège d'Audioprothèse qui consiste à distinguer tous les ans quelques mémoires et à les récompenser à l'occasion du congrès de l'UNSAF, se prolonge par la tâche (honneur ou corvée ? en tout cas plaisir de voir ensuite son travail diffusé sous une forme matériellement gratifiante) confiée à chaque lauréat de rédiger un article pour nos colonnes.

Mais une tradition n'a sa place que si elle est capable de s'imposer comme une nécessité. Il me semble que celle-ci a un triple fondement. Tout d'abord les auteurs, a priori inexpérimentés, ont su choisir un encadrement de haut niveau dont ensuite, nos lecteurs profitent. Au décours de ces pages, on voit apparaître Brian Moore, Lionel Collet, Christian Lorenzi et leurs collègues proches, divers responsables de services ORL connus pour leur activité de pointe, et bien sûr en filigrane les centres de formation au diplôme.

Ensuite, la modernité, mais aussi la hardiesse des sujets choisis, difficiles soit parce qu'ils font appel à des notions de physiologie et de psychoacoustique encore très mouvantes, soit parce que la documentation fait défaut. C'est ce qui fait tout leur intérêt, mais exige aussi un investissement des candidats, voire une prise de risque.

Dans la première catégorie se situent l'étude des conséquences d'une lésion cochléaire basale sur le fonctionnement des restes auditifs apicaux (Marie Guillet), et le challenge complémentaire, la restitution de l'audibilité des fréquences élevées (Fabien Seldran). La deuxième catégorie comprend l'étude du traumatisme sonore chez les chirurgiens-dentistes dont les fraises autrefois si redoutées des patients deviennent redoutables pour ceux qui les manipulent à longueur de journée (Julien Nizard), et l'accessibilité à la télévision quand l'intelligibilité est imparfaite (Elodie Routhe). Le dernier thème, celui du dépistage néonatal systématique de la surdité (traité par Mylène Sipp et Romain Decolin), ne manque pas de références mais doit en faire ressortir un modèle logistique adapté, tâche toujours délicate.

Le troisième fondement d'une bonne tradition est d'offrir à ceux qui s'y prêtent, nos lecteurs, un bénéfice sous forme de nouvelles connaissances pratiques, et celles-ci ne manquent pas ! La 1^{ère} étude recommande de compléter les bilans audiométriques par une mesure de démasquage ; la 2^{ème} débouche sur des recommandations concrètes en termes de sensibilisation et de prévention. La 3^{ème} étude, en identifiant les principales causes de la perte d'intelligibilité des films diffusés à la télévision, suggère des solutions, la 4^{ème} précise les indications de deux techniques à l'avenir très prometteur pour le difficile appareillage des surdités supérieures à 70 dB au-delà de 1000 Hz. Et enfin, la 5^{ème} étude fait ressortir les conditions pour un futur réseau de prise en charge en Lorraine permettant ainsi l'extension de dépistage néonatal à une nouvelle région de France. Toutes ces connaissances ne peuvent qu'élargir le champ d'action de nos professions et améliorer leur image d'efficacité auprès d'un nombre croissant de patients.

Paul Avan

Êtes-vous prêts pour un tout nouveau plaisir auditif ?

Découvrez la nouvelle génération Spice de Phonak

- ✓ Nouvelle puce
- ✓ Nouveau design
- ✓ Nouveau logiciel
- ✓ Des produits stupéfiants

dans votre région :

- ✓ Strasbourg, le mardi 5 octobre
- ✓ Lyon, le jeudi 7 octobre
- ✓ Paris, le mardi 12 octobre
- ✓ Lille, le jeudi 14 octobre
- ✓ Toulouse, le lundi 18 octobre
- ✓ Montpellier, le mardi 19 octobre
- ✓ Marseille, le jeudi 21 octobre
- ✓ Bordeaux, le mardi 26 octobre
- ✓ Nantes, le jeudi 28 octobre

RDV à 18h30
Présentation
Cocktail
Ateliers Focus

Inscrivez-vous !

Contactez votre délégué commercial Phonak
ou le Service Marketing au 0 821 02 7000.

PHONAK

life is on

Effets d'une lésion cochléaire dans les hautes fréquences sur la perception de la composante basse fréquence de la parole

Marie Guillet - marie.guillet@gmail.com - Université de Rennes 1, faculté de médecine - Ecole d'audioprothèse J. E. BERTIN, Fougères
Maîtres de mémoire : Stéphane Garnier ^a et Christian Lorenzi ^b

^a Laboratoire Entendre, Versailles

^b UMR CNRS, Université Paris Descartes, ENS, LPP, équipe Audition

Résumé

Pour les auditeurs normo-entendants, la compréhension en milieu bruyant est améliorée lorsque le bruit fluctue spectralement ou temporellement plutôt que lorsqu'il est stationnaire. Cette différence d'intelligibilité suivant les modulations des sons masquants, appelée « démasquage », est due à la capacité à écouter dans les vallées spectrales et temporelles du bruit. Elle est très utile au quotidien mais se trouve réduite pour des auditeurs malentendants présentant une surdité cochléaire ^{1,7}. Le démasquage spectral et le démasquage temporel ne semblent pas faire appel aux mêmes mécanismes de codage de l'information auditive. Des études suggèrent que la capacité d'écoute dans les vallées spectrales d'un bruit est contrainte par la sélectivité fréquentielle de la cochlée ^{7,9}. Le démasquage temporel serait lui contraint par la capacité d'utilisation des informations temporelles rapides, dites de structure fine ^{3,4}.

Afin d'examiner une éventuelle dissociation entre ces deux phénomènes, les démasquages sont étudiés pour 14 auditeurs normo-entendants ainsi que 11 jeunes auditeurs malentendants et 10 auditeurs malentendants âgés. Les stimuli utilisés sont des signaux vocaux diffusés en présence de plusieurs bruits (stationnaires, modulés temporellement ou modulés spectralement) pour trois rapports signal sur bruit (RSB de -6 dB, -3 dB et 0 dB). La parole et les sons masquants sont filtrés passe bas à 1,5 kHz. Les personnes malentendantes présentent une perte auditive de perception modérée à sévère dans les hautes fréquences et des seuils auditifs inférieurs ou égaux à 30 dB HL pour les basses fréquences jusqu'à 1,5 kHz.

Les deux groupes d'auditeurs malentendants obtiennent des résultats plus faibles que les auditeurs normo-

entendants en présence de bruits modulés bien que les stimuli soient restreints aux fréquences perçues normalement ou presque par tous les individus. De précédentes études avaient surtout suggéré une dégradation de la perception des indices temporels dans des conditions d'expérimentation semblables ^{4,8}. Dans notre étude, aucune dissociation claire entre démasquage temporel et spectral n'est observée et une corrélation significative est trouvée entre ces deux phénomènes pour les auditeurs malentendants, suggérant un rôle de la sélectivité fréquentielle cochléaire dans ces deux formes de démasquage.

1

Introduction

La personne malentendante venant se faire appareiller attend principalement d'une aide auditive qu'elle lui permette de mieux comprendre ses interlocuteurs. Elle souhaite que l'intensité de la parole soit augmentée sans pour autant avoir à percevoir davantage les bruits ambiants. Cette remarque fréquente témoigne de la gêne plus importante rencontrée en milieu bruyant.

Cette recherche étudie l'effet d'une lésion cochléaire dans les hautes fréquences sur l'intelligibilité de la parole dans les basses fréquences en présence de bruit masquant. L'objectif est d'observer dans quelle mesure les mécanismes de traitement temporel (« écoute dans les vallées temporelles ») et spectral (« écoute dans les vallées spectrales ») dans la zone fréquentielle étudiée sont dissociables ou s'ils font appel à un dispositif commun.

1.1 Problématique et origines

Cette recherche s'inscrit dans la continuité de 2 études :

- L'étude de Lorenzi, Debrulle, Garnier, Fleuriot et Moore (2009) ⁴ indique, pour des auditeurs malentendants, une dégradation du traitement des informations de structure temporelle fine dans une zone fréquentielle où les seuils audiométriques sont normaux ou presque (<30 dB HL), région où la sélectivité fréquentielle devrait donc être normale ou à peine dégradée (la surdité de perception est présente uniquement dans les hautes fréquences, au-dessus de 1,5 kHz).

L'identification de signaux vocaux de type consonne-voyelle-consonne, filtrés passe-bas à 1,5 kHz, est relevée pour 12 auditeurs normo-entendants (NE) et 16 auditeurs malentendants (ME). L'enveloppe temporelle et la structure temporelle fine sont extraites des stimuli et séparées, comme indiqué sur la **figure 1**. Leur

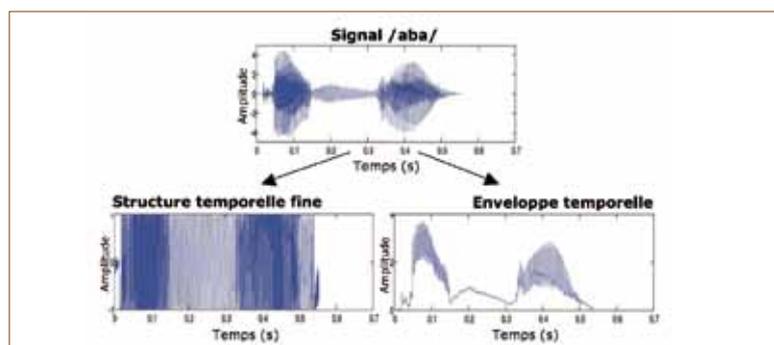


Figure 1. Décomposition du signal /aba/ par un vocodeur. Extrait de [5]

compréhension est testée pour les deux groupes de sujets. Il apparaît que les scores de reconnaissance en structure fine des auditeurs ME s'approchent du niveau de hasard (6,25%) tandis que ceux des NE atteignent en moyenne 28%. Dans les deux autres conditions de présentation des signaux vocaux (parole non dégradée et informations d'enveloppe temporelle seules) les différences entre les deux groupes de sujets sont moindres, bien que significatives dans le cas de la parole non dégradée.

Ces résultats sont analogues pour la majorité des auditeurs ME, quelle que soit la moyenne de leurs seuils auditifs en basses fréquences. De plus, les scores de reconnaissance en structure fine obtenus dans une autre étude chez des sujets ME sont corrélés fortement aux scores de démasquage temporel.

- L'objectif de l'étude de Strelcyk et Dau (2009)⁸ est d'observer une possible relation entre la capacité de traitement de la structure fine et la sélectivité fréquentielle pour 6 auditeurs NE et 10 auditeurs ME présentant une perte moyenne à sévère uniquement dans les hautes fréquences (seuils <20 dB HL en dessous de 1 kHz).

Des phrases, filtrées passe-bas ou dont le spectre n'est pas dégradé, sont utilisées comme stimuli. Les valeurs de RSB donnant le seuil d'intelligibilité de ces signaux vocaux sont relevées en présence de bruits stationnaires ou modulés en amplitude. Le traitement de la structure fine ainsi que la sélectivité fréquentielle sont évalués à l'aide de tâches psychoacoustiques (seuils de détection de sons purs masqués, effet BMLD,...).

La sélectivité fréquentielle est meilleure pour les NE que pour les ME dont les filtres auditifs sont élargis d'un facteur ^{1,2} dans les basses fréquences. Aucune relation significative n'a été trouvée entre le traitement de la structure fine et la sélectivité fréquentielle, ni entre la sélectivité fréquentielle et les seuils d'intelligibilité pour les ME. Ces résultats sont donc en accord avec l'idée selon laquelle la dégradation du démasquage temporel n'est pas due à une baisse de la sélectivité fréquentielle. Il est cependant important de souligner que les évaluations du traitement de la structure temporelle fine et de la sélectivité fréquentielle n'ont pas fait appel au même type de tâche psychoacoustique (l'une linguistique, l'autre non-linguistique).

1.2 Objectif et hypothèses

Les résultats obtenus avec les auditeurs ME indiquent que la capacité à utiliser les indices de structure fine peut être perturbée dans les basses fréquences où les seuils audiométriques sont normaux ou presque. Bien que les filtres auditifs tendent à s'élargir avec l'augmentation des seuils audiométriques, l'élargissement est typiquement faible pour des pertes auditives jusqu'à 30 dB (Moore, 2007⁹), comme montré par Strelcyk et Dau (2009)⁸. Cela suggère que le déficit dans la capacité à encoder et/ou à utiliser les indices de structure fine peut être observé en l'absence de baisse de sélectivité fréquentielle. Ceci correspond à un objectif de cette recherche.

Dans notre étude, les mécanismes auditifs touchés par une lésion cochléaire sont étudiés à travers les phénomènes de démasquage temporel et spectral et donc, évalués à l'aide de tâches et de matériel linguistiques. Les performances de

démasquage temporel et spectral des auditeurs ME sont comparées à celles d'auditeurs NE.

D'après ce qui a été souligné dans les études précédentes, certains résultats sont attendus à l'issue de notre expérimentation :

- Aucune dégradation fréquentielle dans les basses fréquences pour les ME ; donc, un démasquage spectral équivalent pour les auditeurs des deux groupes.
- Une diminution de la capacité des ME à utiliser les informations de structure temporelle fine par rapport aux NE dans les basses fréquences ; donc, un démasquage temporel réduit pour les ME.
- Une dissociation entre démasquage temporel et démasquage spectral pour les auditeurs ME.

2

Matériel et méthode

2.1 Auditeurs

Trois groupes d'auditeurs ont été constitués afin d'étudier l'effet d'une lésion cochléaire et l'effet de l'âge sur le démasquage :

- 14 auditeurs normo-entendants (NE) âgés de 20 à 31 ans et ne présentant pas de difficultés d'audition (seuils audiométriques inférieurs à 20 dB HL entre 0,25 et 8 kHz).
- 21 auditeurs malentendants (ME) dont :
 - 11 auditeurs malentendants jeunes (MEj) âgés de 20 à 51 ans
 - 10 auditeurs malentendants âgés (MEa) âgés de 64 à 76 ans.

En-dehors de l'âge, les critères d'inclusion pour ces deux derniers groupes étaient identiques :

- Les seuils audiométriques entre 0,125 et 1,5 kHz sont normaux ou presque normaux (≤ 30 dB HL), la variation entre les seuils n'excède pas 25 dB. Un seuil à 35 dB HL à 1500 Hz est toléré afin que le nombre de sujets ne soit pas trop restreint. Les seuils audiométriques entre 2 et 8 kHz sont plus élevés et indiquent une perte auditive moyenne à sévère.
- La perte d'audition est d'origine neurosensorielle ; tout Rinne éventuel est inférieur à 15 dB. Les auditeurs ME ne présentent aucune pathologie de type maladie de Ménière ou autre syndrome particulier. Ils n'ont pas d'acouphènes invalidants ni de trouble du langage oral ou écrit.

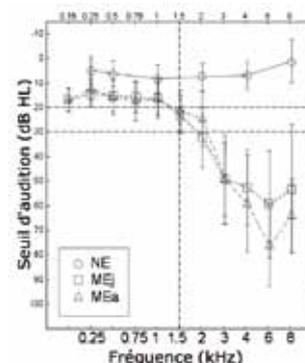


Figure 2. Audiogrammes des auditeurs. Seuils moyens d'audition en conduction aérienne de l'oreille testée des auditeurs NE, MEj et MEa. Reproduit de [2]

La **figure 2** permet de comparer les seuils audiométriques moyens des auditeurs NE, MEJ et MEa en fonction des fréquences.

2.2 Stimuli

Matériel vocal

Quatre séries de 48 logatomes de type voyelle-consonne-voyelle (VCV) ont été enregistrées numériquement via un convertisseur analogique/numérique de 16 bits à une fréquence d'échantillonnage de 44,1 kHz et égalisées en puissance.

Ces 48 signaux de parole sont constitués de 16 consonnes : /p, t, k, b, d, g, f, s, ʃ, v, z, ʒ, l, r, m, n/ enregistrées chacune avec 3 voyelles différentes : /i, a, u/ (les deux voyelles composant un stimulus VCV sont identiques). La durée moyenne d'un logatome est de 670 ms avec un écart-type de 90 ms.

Chaque série de 48 stimuli VCV a été enregistrée deux fois, dans le silence, par un locuteur et une locutrice de langue maternelle française. Cela fournit 4 séries, soit un total de 192 items. La fréquence fondamentale de la voix féminine est estimée à 226 Hz et celle de la voix masculine à 115 Hz. Les stimuli vocaux ont été filtrés passe-bas à l'aide d'un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure à 1,5 kHz et une pente de 216 dB/octave, afin de restreindre le spectre aux basses fréquences.

Un bruit au spectre à long terme identique à celui de la parole, c'est-à-dire un speech shaped noise (SSN), est généré à partir de l'ensemble des stimuli vocaux en estimant le spectre à long terme des signaux VCV lus avec les voix d'homme et de femme. Ce bruit a été filtré passe-haut à l'aide d'un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure à 1,5 kHz et une pente de 108 dB/octave. Il a ensuite été ajouté à chaque stimulus vocal avec un rapport signal sur bruit (RSB) de + 12 dB afin d'éviter l'utilisation des indices acoustiques dans la bande de transition au-dessus de 1,5 kHz. Les sonagrammes d'un signal de parole filtré et du SSN filtré sont représentés sur la **figure 3**.

Bruits masquants

Un SSN masquant a été ajouté à chaque signal vocal aux RSB de -6, -3 et 0 dB. Le SSN a été filtré passe-bas à l'aide d'un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure à 1,5 kHz et une pente de 216 dB/octave. Suivant le type de modulation, on obtient les différentes conditions d'expérimentation :

• stationnaire (voir **figure 5**)

Le bruit stationnaire permet d'obtenir une condition de référence à laquelle les performances dans les autres conditions sont comparées afin d'estimer le démasquage.

• modulé :

- temporellement (voir **figure 4**)

Le SSN filtré passe-bas est modulé en amplitude par un signal carré dont la profondeur de modulation est de 100 % et la fréquence de modulation de 8 Hz.

La phase débute aléatoirement pour chaque stimulus. Le pourcentage de temps dans une période durant lequel le signal est présent est appelé « duty cycle » (DC) et diffère suivant la condition :

- duty cycle = 50 %
- duty cycle = 25 %

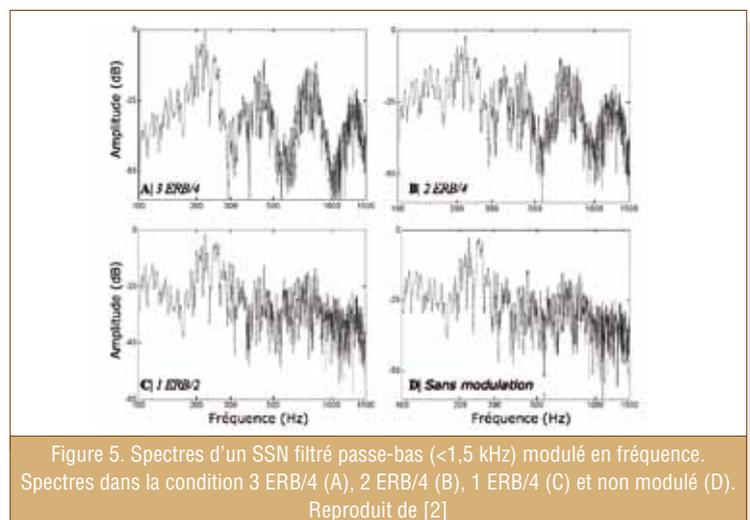
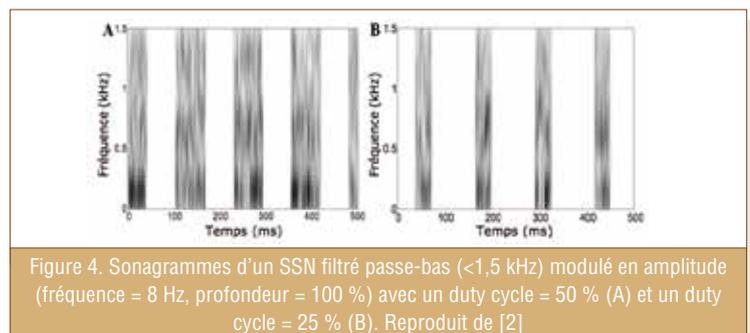
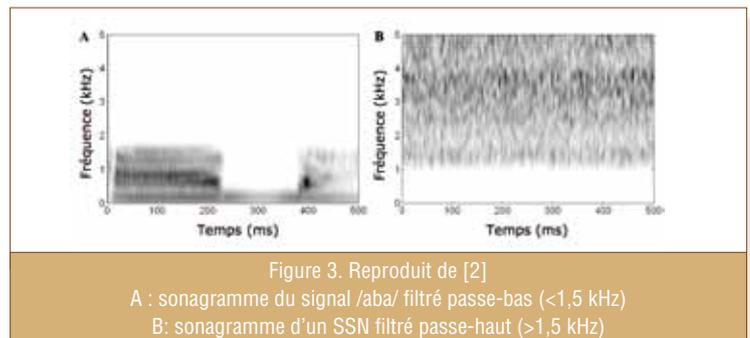
- spectralement (voir **figure 5**)

Le SSN filtré passe par une série de 32 filtres gammatones, de largeur égale à 1 ERB, centrés entre 80 et 8020 Hz et espacés logarithmiquement. La mise à zéro de la sortie de certains filtres permet d'obtenir une modulation spectrale du bruit. Suivant les stimuli, les filtres mis à zéro sont choisis aléatoirement tout en respectant une des trois conditions définies :

- dans 1 filtre sur 2 le signal est mis à zéro ; cela correspond à une modulation de 1 ERB/2
- dans 2 filtres sur 4 le signal est mis à zéro ; cela correspond à une modulation de 2 ERB/4
- dans 3 filtres sur 4 le signal est mis à zéro ; cela correspond à une modulation de 3 ERB/4

2.3 Matériel

- un ordinateur portable contenant le logiciel Matlab
- une carte son externe Echo Indigo
- un casque Sennheiser HD 580



2.4 Méthode

Les auditeurs ont été testés individuellement dans une cabine insonorisée.

Une audiométrie tonale liminaire en conduction aérienne puis osseuse est réalisée dans un premier temps, après examen otoscopique, afin de vérifier que les critères d'inclusion sont respectés. La stimulation est monaurale, l'oreille à tester est donc déterminée. Pour les sujets NE, le niveau de diffusion est de 65 dB SPL. Pour les auditeurs ME, la règle d'amplification linéaire du demi-gain est utilisée et calculée en fonction de la perte auditive moyenne dans les basses fréquences. Il est ainsi possible d'étudier la perte d'intelligibilité indépendamment de la perte d'audibilité.

Chaque auditeur écoute le signal VCV présenté une seule et unique fois et identifie la consonne émise parmi les 16 choix possibles présentés sur l'interface. Il n'y a pas de feedback.

La première condition présentée aux auditeurs sert d'entraînement et permet de familiariser les sujets avec l'interface. Elle correspond aux 4 séries de 48 stimuli VCV non filtrés exposés dans le silence.

La deuxième condition présentée est celle des signaux VCV filtrés passe-bas avec le bruit filtré passe-haut.

Les 6 conditions suivantes sont présentées aléatoirement, avec, pour chacune et à la suite, les 3 RSB (-6 dB, -3 dB et 0 dB) dans le désordre :

signaux VCV filtrés passe-bas + bruit filtré passe-haut + :

- bruit stationnaire
- bruit modulé temporellement, DC = 25%
- bruit modulé temporellement, DC = 50%
- bruit modulé spectralement, creux spectraux = 1 sur 2
- bruit modulé spectralement, creux spectraux = 2 sur 4
- bruit modulé spectralement, creux spectraux = 3 sur 4

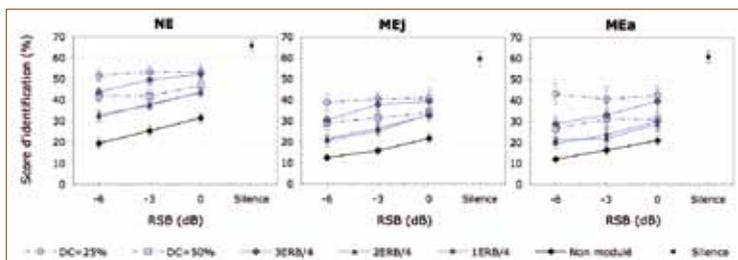


Figure 6. Courbes psychométriques. Scores d'identification de consonnes en fonction du RSB pour les auditeurs NE, MEj et MEa dans les 7 conditions de l'expérimentation

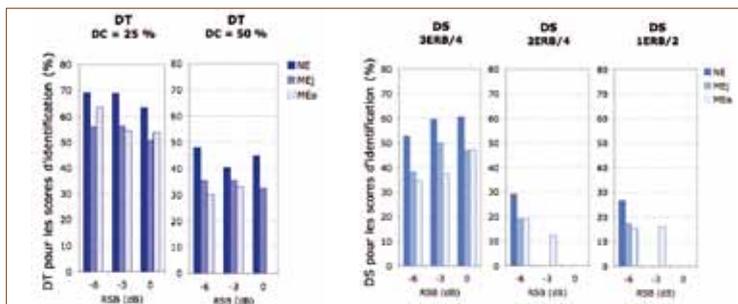


Figure 7. Démasquage temporel (DT), calculé à partir des scores d'identification, en fonction du RSB pour les auditeurs NE, MEj et MEa et pour les deux valeurs de creux temporels

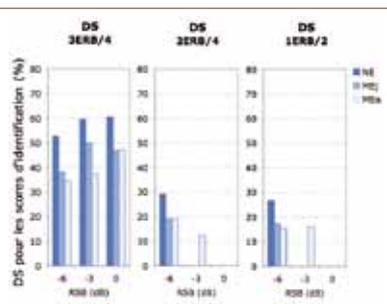


Figure 8. Démasquage spectral (DS), calculé à partir des scores d'identification, en fonction du RSB pour les auditeurs NE, MEj et MEa et pour les trois valeurs de creux spectraux

A la fin de chaque condition, les résultats sont enregistrés grâce au logiciel Matlab. Le pourcentage d'identification est calculé et une matrice de confusion est établie à partir des 192 VCV (4 x 48). Le niveau de hasard correspond à 6,25% de bonnes réponses ((1/16)x100). Pour chaque condition et pour chaque sujet, la réception de 4 indices acoustiques (voisement, nasalité, mode et lieu d'articulation) est évaluée.

3 Résultats

3.1 Description des résultats

Les scores d'identification sont présentés en pourcentage en fonction des RSB pour les auditeurs NE, MEj et MEa sur la **figure 6**.

Dans le silence, les scores d'identification des auditeurs ME sont légèrement plus faibles que ceux des auditeurs NE. Ces résultats permettent d'évaluer l'impact du filtrage passe-bas (<1,5 kHz) des signaux VCV.

Les moins bons scores d'identification et de réception de traits phonétiques sont observés dans la condition de bruit stationnaire, ce qui était attendu. Ils sont globalement plus faibles pour les MEj et MEa que pour les NE.

Tous les auditeurs présentent de meilleurs scores d'identification et de réception de traits phonétiques avec les bruits modulés spectralement ou temporellement par rapport au bruit stationnaire. Les MEj et les MEa obtiennent globalement de moins bons résultats que les NE pour toutes les conditions avec masque, ce qui est en accord avec les conclusions des études précédentes (Dubno, Horwitz et Ahlstrom, 2002, Lorenzi et al., 2009). Les variations des résultats d'identification de consonnes entre NE et MEj sont identiques ; ils sont uniquement plus faibles d'une dizaine de points pour les MEj. Il y a plus de variabilité pour les MEa, sans différences prononcées avec les MEj.

Les scores augmentent avec le RSB, sauf dans les conditions en présence de bruit modulé temporellement qui semblent moins influencées par les différences de RSB.

D'une manière générale, les auditeurs ME présentent donc de moins bons résultats que les auditeurs NE. Les traits phonétiques de voisement, nasalité, mode et lieu d'articulation sont respectivement de moins en moins bien reçus par tous les auditeurs ; cette variation est surtout présente pour les conditions avec bruits modulés. Les MEj et les MEa obtiennent des scores similaires dans toutes les conditions, au niveau de l'intelligibilité ainsi que pour la réception des traits phonétiques.

3.2 Démasquage

Le démasquage correspond à la différence d'intelligibilité obtenue, pour chaque RSB, entre les conditions de masquage avec un bruit fluctuant et la condition de masquage avec le bruit stationnaire.

Les résultats de démasquage sont plus faibles pour les MEj et les MEa que pour les NE dans toutes les conditions.

Les résultats du démasquage temporel (DT) pour l'identification des consonnes sont présentés pour les trois groupes d'auditeurs en fonction du RSB sur la **figure 7**. Ils ne sont pas indiqués lorsque le démasquage n'est pas significatif.

Le DT pour les trois groupes est plus important avec le DC = 25 % qu'avec le DC = 50 %.

Il est plus faible pour les ME que pour les NE. Les différences de DT entre MEj et MEa varient en fonction du DC mais aussi du RSB.

Les résultats du démasquage spectral (DS) sont présentés pour les trois groupes d'auditeurs en fonction du RSB sur la **figure 8**. De la même façon que pour le DT, ils ne sont pas indiqués lorsqu'ils ne sont pas significatifs.

Pour tous les sujets, le DS est plus important dans la condition 3ERB/4 que dans les conditions 2ERB/4 et 1ERB/2 pour lesquelles il est rarement significatif. Il est globalement plus faible pour les ME que pour les NE.

3.3 Etude de corrélation

Afin d'observer une éventuelle relation entre DT et DS, une analyse de régression est effectuée sur les données calculées à partir des scores d'identification.

La **figure 9** présente les résultats obtenus. Les résultats moyens de DT sont indiqués en fonction du DS dans la condition 3ERB/4 seulement (le démasquage n'étant pas significatif avec les RSB = -3 dB et 0 dB pour la majorité des auditeurs dans les conditions 2ERB/4 et 1ERB/2) pour chaque individu et pour chaque RSB.

Les droites de régression sont calculées pour les NE d'un côté, les ME de l'autre, pour chaque valeur de RSB.

4

Discussion

Des analyses statistiques permettent l'étude des résultats obtenus au cours de l'expérimentation.

Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre l'âge ou les moyennes des seuils dans les basses fréquences et les DT (DC = 25 et 50 %) et DS en condition 3ERB/4. Il n'y a donc pas de différence significative au niveau des démasquages entre auditeurs d'âges divers. La seule distinction importante est la valeur des seuils audiométriques en hautes fréquences, autrement dit la présence ou non d'une lésion cochléaire dans cette zone fréquentielle.

Dans l'ensemble, MEj et MEa obtiennent des scores légèrement plus faibles d'identification de consonnes et de réception de traits phonétiques en présence d'un bruit stationnaire, cependant sans différence significative avec les résultats des NE.

L'intelligibilité des ME est surtout dégradée par rapport à celle des NE lorsque les masqueurs sont fluctuants. Les scores d'identification et la réception de traits phonétiques ne sont pas statistiquement différents entre les MEj et les MEa ($p > 0,99$ pour toutes les comparaisons). Pour toutes les conditions de masquage temporel et spectral, l'écart entre les performances d'identification de consonnes des ME et ceux des NE est significatif ou à la limite de la significativité. Ce résultat est en accord avec l'idée que les auditeurs ME bénéficient moins que les NE de l'écoute dans les vallées temporelles des bruits ; étonnamment ils semblent également moins tirer profit des modulations spectrales, ce qui va à l'encontre d'une de nos hypothèses.

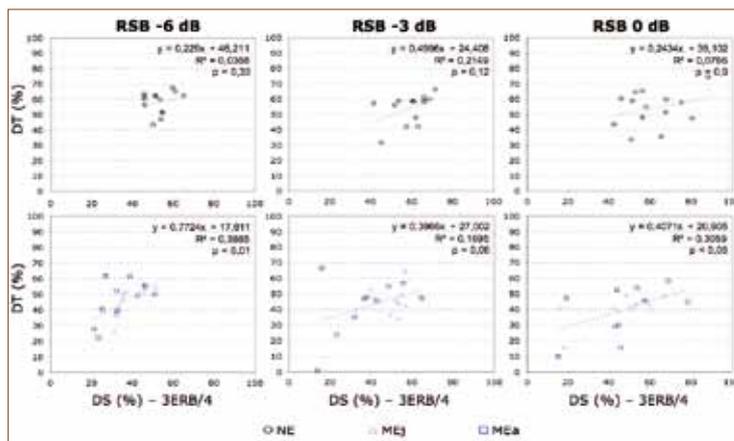


Figure 9. Démasquage temporel (DT) moyen en fonction du démasquage spectral (DS) (3ERB/4). Les graphiques du haut présentent les résultats des NE avec les droites de régression pour chaque RSB. Les graphiques du bas présentent les résultats des MEj et des MEa avec les droites de régression des deux groupes confondus pour chaque RSB. Les résultats des analyses de régression et de statistique sont indiqués sur chaque graphique (équation de la droite, valeurs de R² et p)

Cependant, et ce bien que les DT et DS soient plus faibles pour les ME que pour les NE, aucune différence significative pour le DT et pour le DS n'a été trouvée entre ME et NE ($p > 0,1$ pour toutes les comparaisons). Les différences de scores obtenus ici au niveau du DT entre les ME et les NE sont moins importantes que celles attendues et suggérées par la littérature^{1,4}.

Le RSB n'a pas d'incidence significative sur le démasquage ($p < 0,001$ pour toutes les conditions).

L'étude de corrélation entre le DT moyen et le DS dans la condition 3ERB/4 ne révèle pas de lien significatif pour les auditeurs NE. Contrairement à ce que nous attendions, une corrélation significative est observée avec les RSB = -6 et 0 dB (respectivement $p < 0,01$ et $p < 0,05$) pour les auditeurs ME, cette corrélation se trouve en marge de la significativité avec le RSB = -3 dB ($p = 0,06$).

5

Conclusion

Cette étude met en évidence les effets d'une lésion neurosensorielle dans les hautes fréquences sur l'identification de signaux de parole filtrés passe-bas en présence de bruits stationnaires et fluctuants. Par la mesure de la capacité de démasquage temporel et spectral et par l'utilisation du même matériel vocal dans une zone fréquentielle identique pour toutes les conditions, le but de l'expérimentation était de déterminer si des déficits de traitement temporel pouvaient être repérés en l'absence d'altération de la sélectivité fréquentielle chez des auditeurs malentendants présentant des seuils auditifs normaux ou presque pour les fréquences testées. Une telle dissociation serait observable par une absence de corrélation entre le démasquage temporel et le démasquage spectral.

Les résultats obtenus montrent que :

- Les ME ont une capacité réduite à écouter la parole dans les creux spectraux et temporels de bruits masquants par rapport aux NE.

- Les déficits de démasquage des MEj et MEa sont variables et davantage marqués au niveau de la réception de la nasalité et du lieu d'articulation.
- La dissociation présumée du démasquage temporel et spectral n'est pas clairement observée. Une corrélation significative entre les mesures des démasquages est même mise en évidence pour les ME, jeunes et âgés. Cela suggère que la sélectivité fréquentielle joue un rôle à la fois dans le démasquage spectral et dans le démasquage temporel et donc dans les traitements acoustiques correspondants lorsqu'il y a une lésion cochléaire.
- Aucune corrélation n'a été trouvée dans les basses fréquences entre l'âge ou les moyennes des seuils en basses fréquences et les scores d'indentification ou de réception des traits phonétiques des consonnes.

Notre étude suggère que l'observation sur un audiogramme de seuils auditifs normaux ou presque dans les basses fréquences ne permet pas de conclure à un fonctionnement correct des mécanismes de traitement des sons dans cette zone fréquentielle. Ceci souligne l'intérêt potentiel de compléter le bilan audiométrique par une mesure de démasquage. Il apparaît en effet qu'une lésion modérée à sévère dans les hautes fréquences a un retentissement sur le démasquage à la fois temporel et spectral dans les basses fréquences puisqu'il est altéré par rapport à celui mesuré avec les NE. La gêne dans le bruit est donc réelle chez les auditeurs malentendants de l'étude, malgré une audibilité normale.

Les aides auditives permettent la correction efficace du déficit d'audibilité et de la perte de la compression cochléaire mais n'offrent aucun système de traitement temporel. Les déficits supraliminaires temporels et spectraux et les troubles de démasquage qui en résultent semblent persister chez les personnes appareillées. Malgré l'amélioration de l'audibilité, le codage des signaux sonores se fait toujours par une cochlée lésée. Afin de faciliter le démasquage, il est possible de jouer sur la directivité et les réducteurs de bruit ; il est également important de s'assurer de la bonne transmission de la structure temporelle fine par les appareils auditifs.

6

Remerciements

Je souhaite remercier vivement Stéphane Garnier et Christian Lorenzi pour la qualité de leur encadrement et de leurs conseils. Un grand merci à Agnès Léger ² pour tout son travail et sa motivation contagieuse.

Cette étude a été réalisée en collaboration avec Brian C. J. Moore.

7

Bibliographie

1. Duquesnoy, A. J. (1983). Effect of a single interfering noise or speech source upon the binaural sentence intelligibility of aged persons. *J. Acoust. Soc. Am.*, 74 (3), 739-743.
2. Léger, A. (2009). Spectral and temporal masking release in the low-frequency range for normal-hearing and hearing-impaired listeners. Mémoire, Master 2 de Sciences Cognitives, Université Paris Descartes.
3. Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., & Moore, B. C. J. (2006). Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 103 (49), 18866-18869.
4. Lorenzi, C., Debruille, L., Garnier, S., Fleuriot, P., & Moore, B. C. J. (2009). Abnormal processing of temporal fine structure in speech for frequencies where absolute thresholds are normal. *J. Acoust. Soc. Am.*, 125, 27-30.
5. Lorenzi, C. Espace Scientifique - www.entendre.fr
6. Moore, B. C. J. (2007). *Cochlear Hearing Loss : Physiological, Psychological and Technical Issues (2^{ème} édition)*. Chichester : Wiley.
7. Peters, R. W., Moore, B. C. J., & Baer, T. (1998). Speech reception thresholds in noise with and without spectral and temporal dips for hearing-impaired and normally hearing people. *J. Acoust. Soc. Am.*, 103 (1), 577-587.
8. Strelcyk, O., & Dau, T. (2009). Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing. *J. Acoust. Soc. Am.*, 125, 3328-3345.
9. ter Keurs, M., Festen, J. M., & Plomp, R. (1993). Effect of spectral envelope smearing on speech reception. II. *J. Acoust. Soc. Am.*, 93 (3), 1547-1552.

Le traumatisme sonore en milieu professionnel : l'exemple des chirurgiens-dentistes

Julien Nizard - Audioprothésiste D.E. - nizardjulien@gmail.com

1 Résumé

La profession de chirurgien-dentiste est soumise à un environnement acoustique très varié, entre l'usage de ses instruments (turbine, ultrasons, aspiration...) et les bruits annexes (sonneries diverses, cris des patients...), se révélant nocif pour les structures de l'oreille interne. Une étude expérimentale a été menée dans le cadre de ce mémoire, au sein de vingt-sept cabinets dentaires, dont l'objectif était d'y mesurer le bruit et son impact sur le travail et l'audition des chirurgiens-dentistes.

En tant que profession très majoritairement libérale, elle n'est pas encadrée par les textes législatifs sur le bruit au travail, écrits pour des secteurs tels que la métallurgie, les travaux publics ou l'industrie par exemple, qui prennent des mesures pour lutter face aux dangers du bruit. Elle ne dispose donc pas d'un organisme équivalent à la médecine du travail dont les compétences de prévention, d'information et de suivi par rapport aux dangers du bruit manquent réellement.

Face à une négligence de ce fait inconsciente, et à une absence quasi-généralisée de mesures de protections contre le bruit, il en résulte un traumatisme sonore chronique dont l'installation est progressive tout au long de la carrière du chirurgien-dentiste, menant à une baisse de son acuité auditive, principalement dans les fréquences aiguës.

Des difficultés de compréhension de la parole peuvent alors apparaître, et il est déjà trop tard pour empêcher les lésions. Une prise en charge prothétique est possible, et un appareillage auditif apparaît comme un moyen efficace de vivre avec une surdité traumatique, si celle-ci se révèle vraiment invalidante. Pourtant, il existe des moyens de protections individuels, comme le port de protections antibruit et collectifs, en essayant de réduire le bruit à la source.

2 Introduction

Le bruit est omniprésent dans notre environnement quotidien, que ce soit dans nos loisirs, nos transports, dans notre vie professionnelle... Nos oreilles n'ont décidément pas de répit ! Ces précieux organes reçoivent et analysent à longueur de temps les ondes sonores de notre monde, mais se révèlent fragiles à partir d'un certain point, il est donc nécessaire d'en prendre soin.

Le bruit peut effectivement devenir nocif, et avoir des effets multiples sur notre organisme, au premier lieu desquels se trouve la perte auditive. Il s'agit alors de

traumatismes sonores qui constituent un problème de santé publique de taille, la surdité constituant en France le deuxième cas de maladies professionnelles, après les troubles musculo-squelettiques. Découlant de l'exposition à des niveaux sonores élevés. En effet, de plus en plus de personnes sont touchées par ce fléau, qui se développe proportionnellement à l'exposition sonore de notre environnement acoustique.

Heureusement, il existe des solutions de prévention, de protection et d'action afin de tenter d'atténuer le bruit et d'en minimiser les effets.

La profession de chirurgien-dentiste, que nous avons choisie selon plusieurs critères que nous développerons, a fait l'objet d'une étude expérimentale réalisée dans le cadre de ce mémoire. Son but est de représenter une profession exposée au bruit, d'évaluer les nuisances sonores subies et les potentielles conséquences.

3 Le choix de la profession de chirurgien-dentiste

3.1 Le manque de prévention et d'information

Le métier de chirurgien-dentiste n'est pas soumis à la médecine du travail. Depuis sa création, en 1942, cette institution présente, selon le Ministère du Travail qui l'a sous sa tutelle, une médecine exclusivement préventive, et met tout en œuvre pour éviter toute altération de la santé des salariés du fait de leur travail.

Ainsi, parmi les moyens et les compétences qui lui sont accordés, en plus de son devoir de prévention et d'information, la médecine du travail dispose du pouvoir de mesurer les niveaux de bruit d'un environnement professionnel donné, via un organisme agréé, et de réaliser des audiométries de dépistage et de contrôle sur les travailleurs, tests qui sont pratiqués couramment pour des professions à forte exposition sonore depuis 1993.

Par ailleurs, un des moyens d'évaluer la surdité professionnelle réside dans le calcul de l'indice précoce d'alerte (IPA), défini par une norme AFNOR NF S, et calculé comme la perte tonale moyenne sur les fréquences 3, 4 et 6 kHz. Comme la surdité professionnelle découle du traumatisme sonore chronique, touchant prioritairement les fréquences aiguës, il s'avère que le calcul de l'IPA, paraît cohérent pour quantifier ce type d'atteinte et mettre en œuvre des actions de prévention.

Donc, en l'absence d'obligation liée à la médecine du travail, la pratique de la profession de chirurgien-dentiste souffre d'un déficit de prévention, d'information et de suivi face aux dangers inhérents à sa pratique, au premier lieu desquels se trouve, nous allons le voir, une exposition au bruit pouvant s'avérer nocive.

3.1 Dans la littérature

Trois études trouvées dans la littérature anglo-saxonne ont notamment retenu notre attention : celle du Docteur R. Mervine (Noise-Induced Hearing Loss in Dental Offices, 2005) audiologiste dans l'état de New-York aux Etats-Unis ; celle du Docteur J. Hyson, (Are dentists at risk, 2002) chirurgien-dentiste du Maryland aux Etats-Unis ; et celle menée en Turquie par Aysun Ünlü et al., (Journal of Islamic Academy of Sciences, 1994) chercheurs dans le département de santé de l'université d'Ankara.

Nous pouvons y lire que les chirurgiens-dentistes sont exposés à différents types de bruit (turbines, pièces à main, ultrasons...) produisant des niveaux sonores compris entre 66 et 91 dB, avec des niveaux de crêtes supérieurs à 100 dB, et un spectre fréquentiel compris entre 4 800 et 9 600 Hz. La dose de bruit reçue par les dentistes est variable, dépendant notamment du type de soins qu'ils réalisent, du type d'équipement utilisé et de leur entretien. Les différents auteurs confirment qu'il existe une grande variabilité interindividuelle face à la perte d'audition liée au bruit, en insistant sur l'importance du contrôle audiométrique et du port de protections auditives.

3.3 Analyse démographique des chirurgiens-dentistes

D'après une étude de la Direction de la Recherche, des Etudes, de l'Evaluation et des Statistiques (DREES) publiée en septembre 2007, il y a 40 300 chirurgiens-dentistes actifs et recensés à l'Ordre National des Chirurgiens-Dentistes (ONCD) en France au 31 décembre 2006. Il s'agit d'une profession très recherchée, entre autres pour son caractère médical et sa rémunération attractive, mais le

nombre de professionnels augmente peu (ils étaient environ 39 000 en 1990) du fait de la sélection drastique des étudiants imposée par le numerus clausus, présent depuis 1971, et qui a diminué de moitié depuis (de 1 938 places ouvertes en 1971 à 977 places en 2005). De ce fait, la profession de chirurgien-dentiste a tendance au vieillissement, l'âge moyen étant de 47 ans en 2006.

Il existe en France une densité de 65 chirurgiens-dentistes pour 100 000 habitants, avec toutefois un important déséquilibre démographique suivant les régions, le sud et Ile-de-France attirant beaucoup de chirurgiens-dentistes.

Par ailleurs, un des aspects fondamentaux dans le cadre de notre étude réside dans la proportion de dentistes exerçant en profession libérale : 91,5% d'entre eux sont dans ce cas-là, contre donc 8,5% de salariés seulement. Ces chiffres confirment donc que la profession de chirurgien-dentiste est essentiellement libérale, et que l'absence d'intervention de la médecine du travail est donc bien réelle.

4

Matériel et méthode

4.1 Echantillon

J'ai eu l'occasion de rencontrer 27 chirurgiens-dentistes dans leur cabinet, répondant à certains critères d'inclusion fixés au préalable :

- **La spécialité** : les chirurgiens-dentistes choisis devaient prodiguer des soins traditionnels, ceux pratiqués par les orthodontistes étant beaucoup moins bruyants.
- **L'âge** : afin de mesurer les effets du temps et de l'exposition prolongée au bruit, les chirurgiens-dentistes devaient avoir derrière eux au moins 20 ans de carrière à temps plein. Par ailleurs, pour limiter les effets de l'âge sur l'audition, la limite maximum d'âge est fixée à 65 ans.
- **Antécédents auditifs** : les dentistes retenus ne sont pas appareillés et ne présentent pas d'antécédents chirurgicaux otologiques importants diagnostiqués (perforation tympanique, otospongiose...) pour éviter toute interférence avec les effets potentiels de leur environnement acoustique.

4.2 Passation

4.2.1. La sonométrie

Il s'agissait de relever, pendant les soins, les niveaux sonores auxquels était exposé le dentiste. Le microphone du sonomètre était placé à équidistance de l'entrée du conduit auditif externe du dentiste par rapport à la source sonore, à savoir en moyenne 35 à 45 cm. Le sonomètre était réglé en pondération temporelle « Fast » et en pondération fréquentielle A. Ainsi, le niveau sonore LA était obtenu.

4.2.2. Le questionnaire

Il s'agit d'une petite anamnèse visant à obtenir le ressenti du chirurgien-dentiste par rapport aux bruits qui l'entourent lors de son exercice professionnel, et à connaître ses antécédents médicaux otologiques. Le questionnaire comportait les questions suivantes :

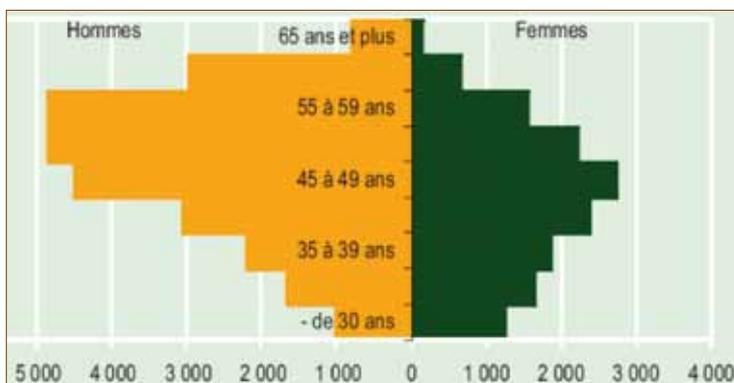


Figure 1. Source de l'image : DREES, 2007. L'âge moyen des chirurgiens-dentistes est amené à s'allonger dans les années à venir, comme le montre ci-contre la pyramide des âges de la profession de chirurgien-dentiste : la proportion de dentistes entre 25 et 45 ans est bien moins élevée que celle entre 45 et 60 ans, surtout chez les hommes.

- Date de naissance
- Sur une échelle de 1 à 10, à quel niveau situeriez-vous la gêne sonore induite par votre activité professionnelle ?
- Dans quelles situations êtes-vous le plus gêné par le bruit dans votre cabinet ?
- Considérez-vous ces bruits comme nocifs pour votre audition ? Stressants ? Fatigants ?
- Avez-vous aménagé votre cabinet d'un point de vue acoustique, afin de réduire le bruit ?
- Portez-vous des protections auditives lorsque vous travaillez ?
- A quand remonte votre dernière audiométrie ? Qu'en était-il ressorti ?
- Avez-vous la sensation que votre sensibilité auditive a baissé ? Dans quelles situations est-ce gênant ?

4.2.3. L'audiométrie

Le test pratiqué ressemble à celui habituellement pratiqué par la médecine du travail, à savoir une audiométrie tonale liminaire courante en conduction aérienne sur chaque oreille, de 250 à 8 000 Hz, en sons purs pulsés, après vérification de l'état des conduits auditifs externes et des tympans à l'otoscope.

4.3 Matériel utilisé

Le matériel utilisé, en plus d'un ordinateur portable et d'un otoscope classique, était composé d'un sonomètre et d'un audiomètre USB.

Source de l'image : NTI

Le sonomètre employé était le modèle Minilyzer ML1 de la marque NTI, comme présenté ci-contre. Il est muni d'un microphone de la même marque, le modèle MiniSPL. D'une précision à +/- 0,1 dB, il s'agit d'un sonomètre de classe 1.



Le microphone miniSPL était rattaché au sonomètre. Omnidirectionnel, de sensibilité 20 mV.Pa-1 à 1 kHz, il me donnait une réponse fréquentielle fiable dans la plage étudiée, du fait d'une bande passante très large (20 Hz-20 kHz ; +/- 3 dB).

Source de l'image : Oscilla

L'audiomètre USB était le modèle Oscilla USB-100, utilisé avec le logiciel Audioconsole, permettant de tester directement 11 fréquences par pas de 5 dB, jusqu'à 110 dB HL. Le casque était muni d'écouteurs TDH-39 et d'une coque anti-bruit, répondant ainsi aux préconisations de l'audiométrie prothétique.



5

Résultats

5.1 Synthèse des sonométries

Voici un petit tableau récapitulatif des principales mesures effectuées à l'aide du sonomètre au sein des cabinets dentaires.

	Niveau sonore (en dB(A))
Turbine (à vide)	78,7 en moyenne
Aspirateur (à vide)	79 en moyenne
Aspirateur (sur le patient)	Entre 83 et 92
Turbine + Aspirateur (sur le patient)	Entre 86 et 92
Ultrasons (sur le patient)	Autour de 84

5.1.1. Turbine et aspiration

La turbine, instrument le plus incriminé dans les études précédemment évoquées, atteint un niveau sonore LAeq à vide compris entre 74 et 83 dB(A) selon les modèles et leur usure, les turbines anciennes étant plus bruyantes. Nous obtenons ainsi une moyenne de 78,7 dB(A).

L'aspirateur présente une plage d'intensité bien plus large, le niveau sonore étant bien plus fonction du modèle. Ainsi, les niveaux relevés LAeq à vide s'étendent de 71 à 85 dB(A), pour une moyenne de 79,3 dB(A).

Il apparaît que les niveaux sonores relevés à vide ne sont pas très nocifs même en cas d'exposition prolongée, et sont de plus assez constants, si bien que nous n'atteignons pas des niveaux de crêtes leur donnant un caractère nuisible. Mais en reliant la vitesse de rotation de la turbine au contact avec la dent, avec l'aspiration en bruit continu, nous obtenons des niveaux sonores bien plus élevés.

Ainsi, l'aspiration fonctionnant seule dans la bouche du patient, créant de la sorte une cavité de résonance importante, peut atteindre des degrés élevés, habituellement compris entre 83 et 92 dB(A) avec des niveaux de crête pouvant monter jusqu'à 100 dB(A), lorsque l'aspirateur absorbe de la salive ou des résidus. Grâce à la représentation fréquentielle par bande d'octaves du sonomètre, nous pouvons noter que ces niveaux sont atteints pour des fréquences comprises entre 3,5 et 6,3 kHz. D'autant plus que l'aspirateur fonctionne de manière continue durant les soins, pratiquement tout au long de la consultation, représentant donc une dose de bruit bien plus importante.

Lorsque la turbine marche en même temps que l'aspirateur dans la bouche du patient, les niveaux sonores ne sont pas très différents. En effet, nous dépassons rarement les 92 dB(A), avec ou sans turbine. Par contre, avec cet instrument, nous ne descendons pas sous les 85 dB(A).

5.1.2. Les ultrasons

Les ultrasons présentent un niveau sonore maximal pour la bande fréquentielle située autour de 16 kHz. Mais, sans aucun doute, ces niveaux devraient être plus élevés si on explorait les fréquences au-delà de 20 kHz, puisque les ultrasons fonctionnent théoriquement entre 25 et 40 kHz, soit des fréquences inaudibles pour l'oreille humaine et en dehors de la bande passante du sonomètre.

Ainsi, les ultrasons tournent autour d'un niveau sonore de l'ordre de 85 dB(A).

5.2 Synthèse des questionnaires

L'objectif principal de ce questionnaire était d'obtenir, de la part de chaque chirurgien-dentiste interrogé, une indication subjective de la gêne induite par le bruit de son activité professionnelle.

5.2.1. Quantification de la gêne due au bruit

Les dentistes perçoivent-ils réellement le bruit de leur activité comme une gêne, une contrariété ?

Ainsi, nous pouvons constater que 45% des dentistes interrogés (note de 1 à 4) ne voient pas le bruit comme une réelle contrainte dans l'exercice de leur profession ; tandis que seuls 33% du panel (note de 7 à 9) y discernent une évidente source de désagrément et de trouble dans leur travail, pour une note moyenne de l'échantillon de 5,4. Il en ressort donc que les chirurgiens-dentistes de notre échantillon n'apparaissent que moyennement gênés par le bruit de leur activité professionnelle.

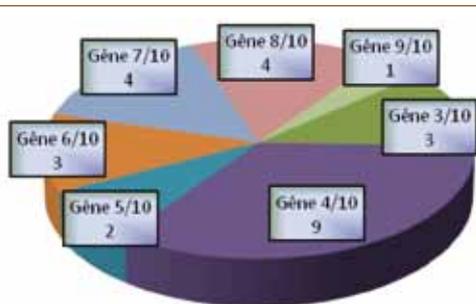


Figure 2. Quantification de la gêne induite par le bruit sur une échelle de 1 à 10 par les dentistes. Pouvez-vous quantifier la gêne induite par le bruit de votre activité professionnelle sur une échelle de 1 à 10 ?

- | | |
|----------------------------|-----------------------------|
| 1/10 : pas du tout gênante | 2/10 : très peu gênante |
| 3/10 : peu gênante | 4/10 : assez peu gênante |
| 5/10 : moyennement gênante | 6/10 : assez gênante |
| 7/10 : gêne certaine | 8/10 : très gênante |
| 9/10 : extrêmement gênante | 10/10 : arrêt de l'activité |

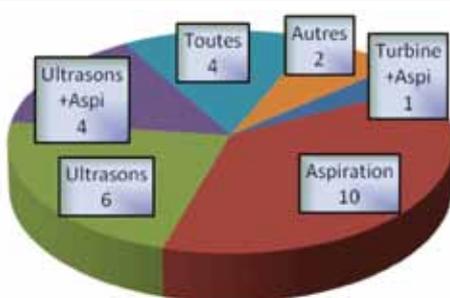


Figure 3. Type de source sonore la plus gênante.

Par quelle source sonore les chirurgiens-dentistes sont-ils le plus gênés ? Les trois sources déjà décrites (aspiration, turbine et ultrasons) se partagent la majorité des suffrages dans des proportions différentes, mais certains évoquent des bruits annexes, comme les cris des patients, la sonnerie de la porte ou le téléphone, car ils y associent à une dimension de stress.

5.2.2. Gêne selon la source sonore

Comme pour les résultats de la sonométrie, et contrairement à ce que l'on pourrait penser, ce n'est pas la turbine qui apparaît comme la source de bruit la plus gênante pour les chirurgiens-dentistes de notre échantillon. Cette dernière n'est citée qu'une fois, alors que l'aspiration revient dans 19 cas sur 27, soit dans 70% des cas ! Il s'agit donc de la source de bruit la plus pénible pour les chirurgiens-dentistes, sûrement à cause de sa présence continue tout au long des soins. Viennent ensuite les ultrasons, cités 14 fois. Leur caractère agressif et strident, du fait de leurs hautes fréquences, s'avère difficile à supporter sur une longue durée, comme le temps nécessaire à un détartrage pour lequel ils sont utilisés.

5.2.3. Les chirurgiens-dentistes face au bruit

Pour savoir si les chirurgiens-dentistes ont conscience qu'ils s'exposent à des niveaux supposés trop élevés, je leur ai demandé s'ils considéraient le bruit induit par leur activité comme nocif. Les résultats sont ici très partagés, 13 dentistes répondant par la positive, 11 répondant non, et 3 n'ayant pas d'avis sur la question.

De même, certains considèrent ces bruits comme stressants ou fatigants, surtout du fait de la multiplication des sources (téléphone, sonneries... venant s'ajouter aux bruits des instruments), allant jusqu'à arrêter momentanément leurs outils, tandis que d'autres les supportent aisément.

A travers tous ces résultats, nous voyons donc qu'il existe une grande variabilité de comportement entre les différents chirurgiens-dentistes face aux bruits de leur environnement professionnel, tant les réponses aux diverses questions apparaissent multiples, empêchant une tendance claire de se dessiner. Par ailleurs, il est intéressant de noter que peu de chirurgiens-dentistes de l'échantillon prennent des mesures pour contrer ces bruits, comme par exemple un aménagement de leur poste de travail ou par le port de protections auditives. Evidemment, le compresseur et le moteur de l'aspiration sont toujours placés dans une salle à part. Seuls trois dentistes sur vingt-sept possèdent des protections auditives, mais un seul les utilise assez régulièrement, s'agissant de bouchons de filtres réalisés sur mesure. Les deux autres, disposant de protections standards, les laissent dans leur tiroir et ne les utilisent que très rarement. Les vingt-quatre dentistes restants n'en possèdent donc pas, car soit ils n'en voient pas l'intérêt ou n'en ressentent pas le besoin, soit ils ne savent même pas que cela existe, avançant un manque d'informations relatives à leur exposition sonore. En outre, certains estiment que porter des protections auditives reviendrait à couper la communication avec leur patient, et que cela entraverait leur image de professionnel de santé.

5.2.4. Suivi audiométrique des chirurgiens-dentistes

Enfin, en l'absence d'obligations liées à la médecine du travail, je leur ai demandé s'ils passaient régulièrement des audiométries de contrôle. Dans 100% des cas, la réponse est négative, certains n'ayant même jamais fait tester leur audition. Nous remarquons que plus de la moitié d'entre eux n'ont jamais fait tester leur audition, tandis que seulement

25% des dentistes interrogés ont passé une audiométrie ces dix dernières années. Parmi eux, peu se souviennent du diagnostic alors posé par le médecin ORL. Ce résultat montre bien que les chirurgiens-dentistes de notre échantillon ne se préoccupent pas ou peu de l'état de leur appareil auditif, et de son évolution.

5.3 Synthèse des audiométries

Voici la moyenne des valeurs de seuils de sensation auditive relevés chez l'ensemble de notre échantillon, arrondies au décibel près (voir tableau ci-contre).

Graphiquement, nous obtenons, sur un audiogramme normalisé, par pas de 5 dB (Figure 5).

Ainsi, nous remarquons une audition normale ou subnormale de 250 Hz à 2 000 Hz des deux côtés, puis un scotome bilatéral centré sur 6 kHz. Il s'agit d'une atteinte auditive localisée, évoquant une atteinte par traumatisme sonore, et donc typique de l'exposition sonore professionnelle.

Par ailleurs, l'examen audiométrique n'a pas toujours été effectué dans des conditions optimales d'insonorisation. Nous pouvons donc en déduire des réponses par excès pour les seuils aux basses fréquences.

6

Discussion

6.1. Indices audiométriques

A partir des seuils relevés, nous pouvons calculer deux indices pour chiffrer et comparer les pertes audiométriques :

- La perte auditive moyenne résulte de la moyenne des seuils relevés à 500 Hz, 1 000 Hz, 2 000 Hz et 4 000 Hz, permettant de quantifier la surdité selon la classification du BIAP.
- L'indice précoce d'alerte (IPA), issu d'une norme AFNOR sur le bruit au travail, et donc plus représentatif de la surdité professionnelle en France, est calculé sur les fréquences 3 000, 4 000, et 6 000 Hz.

(dB HL)	Perte Auditive Moyenne	IPA
Oreille Droite	17,3	24,4
Oreille Gauche	21,5	29,7
ODG	19,4	27

Nous remarquons donc une différence non négligeable entre les valeurs des pertes auditives moyennes et celles de l'IPA. En se référant aux modes de calcul de ces deux indices, cela prouve bien que l'atteinte audiométrique porte principalement sur les fréquences aiguës susceptibles d'être davantage touchées par l'exposition professionnelle.

6.2. Atteinte due à l'exposition au bruit ou à l'âge ?

Il est important de dissocier les atteintes auditives liées à l'exposition sonore d'une part, et à l'âge d'autre part.

L'atteinte est bilatérale et symétrique, et s'aggrave inexorablement avec l'âge, jusqu'à créer une importante gêne

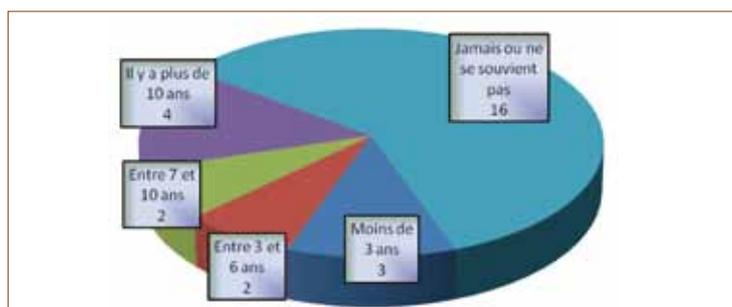


Figure 4. A quand remonte votre dernière audiométrie ? Le graphique ci-dessus représente le temps écoulé depuis la dernière audiométrie passée par chaque dentiste.

	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1 000 Hz	1 500 Hz	2 000 Hz	3 000 Hz	4 000 Hz	6 000 Hz	8 000 Hz
Oreille Droite	19	19	20	18	20	18	19	20	34	26
Oreille Gauche	19	21	21	20	21	20	25	30	34	27
ODG	19	20	20,5	19	20,5	19	22	25	34	26,5

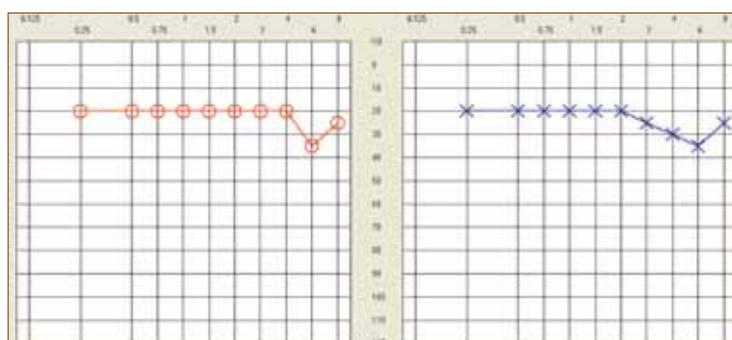


Figure 5. Oreille droite et oreille gauche

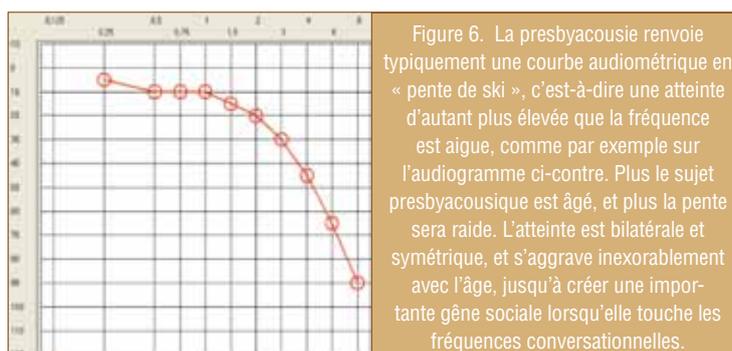


Figure 6. La presbycousie renvoie typiquement une courbe audiométrique en « pente de ski », c'est-à-dire une atteinte d'autant plus élevée que la fréquence est aiguë, comme par exemple sur l'audiogramme ci-contre. Plus le sujet presbycousique est âgé, et plus la pente sera raide. L'atteinte est bilatérale et symétrique, et s'aggrave inexorablement avec l'âge, jusqu'à créer une importante gêne sociale lorsqu'elle touche les fréquences conversationnelles.

sociale lorsqu'elle touche les fréquences conversationnelles. Or, nous savons que le traumatisme sonore chronique crée généralement une lésion localisée, avec une remontée sur les fréquences plus aiguës, ce qui est caractéristique d'un scotome auditif. Il semblerait donc que l'atteinte auditive des chirurgiens-dentistes telle qu'elle est exposée dans les pages précédentes n'est pas propre à une presbycousie, mais à une exposition sonore trop importante. En revanche, certains dentistes de notre échantillon combinent les deux types d'atteinte, leurs courbes audiométriques montrent une atteinte de type « pente de ski », mais toujours associée à la présence d'un scotome centré sur 6 000 Hz, avec une remontée sur le 8 000 Hz.

6.3. Les moins gênés sont les plus atteints, et inversement

En recoupant les informations collectées grâce au questionnaire et aux courbes audiométriques, et notamment en analysant conjointement la quantification de la gêne sur une échelle de 1 à 10 et l'IPA, il apparaît que certains dentistes ne se disent que peu ou assez peu gênés par le bruit (note de 3 ou 4/10), mais présentent des indices audiométriques bien plus élevés que la moyenne de l'échantillon (IPA moyen de 48,5 pour ces dentistes, soit une perte plus importante) ! Inversement, d'autres dentistes se disent certainement gênés ou très gênés par le bruit (note de 7 ou 8/10) mais présentent un IPA moyen de 14,3, bien inférieur à l'IPA moyen de l'échantillon.

Nous pouvons donc en déduire qu'au sein de notre échantillon, plus les dentistes présentent des troubles audiométriques, moins ils sont gênés par le bruit, et inversement. La baisse de l'acuité auditive rend probablement moins sensible au bruit environnant, pourtant mesuré à des niveaux élevés. D'autres explications, d'ordre psychoacoustique, peuvent également être avancées pour expliquer ce constat.

6.4. L'aspiration, source sonore la plus nocive ?

Par ailleurs, il ressort de la synthèse des sonométries et des questionnaires, que l'aspiration apparaît comme la source sonore la plus nocive pour le chirurgien-dentiste, bien que ce soit la combinaison de toutes ces sources qui peut engendrer des troubles auditifs. Mesurée fréquemment à plus de 85 dB(A), avec des niveaux de crêtes plus importants d'une dizaine de décibels, présente de façon continue pendant les soins et citée 19 fois sur 27 parmi les doléances des dentistes, l'aspiration est responsable en grande partie des troubles audiométriques de ces derniers, la latéralisation relative de l'atteinte de son côté l'atteste.

En effet, nous pouvons remarquer que le scotome est plus large sur l'oreille gauche, amorçant l'atteinte auditive juste après 2 000 Hz, que sur l'oreille droite, de même que les valeurs de perte moyenne et d'IPA. Lorsqu'il travaille sur une dent, le dentiste droitier tient sa turbine de la main droite, et son aspirateur de la main gauche. Donc, du fait de la petite distance entre la bouche du patient et l'oreille du dentiste, le bruit de l'aspiration atteint davantage l'oreille gauche, et celui de la turbine ou des ultrasons, l'oreille droite en priorité. Or, deux dentistes parmi les vingt-sept sont gauchers, et nous remarquons sur leurs audiogrammes respectifs que le scotome auditif est beaucoup plus important sur leur oreille droite que sur leur oreille gauche, contrairement aux autres.

6.5. Une négligence insouciant

En outre, nous avons remarqué que les dentistes prêtaient en général une attention toute modérée à la protection de leur audition. De plus, les chirurgiens-dentistes ne faisant tester leur audition que très rarement, il existe chez eux un réel déficit de prise de conscience face aux dangers du bruit.

Nous avons également vu que les dentistes connaissent une longue carrière, ne partant à la retraite qu'entre 65 et 75 ans. Donc, d'ici la fin de leur carrière, ceux-ci vont continuer à s'exposer aux bruits de leur activité, et connaître une

atteinte audiométrique encore plus importante. Par ailleurs, l'audition ne s'améliorant pas avec l'âge, les chirurgiens-dentistes vont également subir les effets de la presbycusie, diminuant d'autant plus leur acuité auditive. De ce fait, nous pouvons considérer qu'une partie significative de la population des chirurgiens-dentistes sont de futurs patients potentiels des laboratoires d'audioprothèse.

6.6. Moyens de protections pour les chirurgiens-dentistes

Protection collective

Afin de réduire les nuisances sonores au sein des cabinets dentaires, les fabricants tentent de proposer des instruments avec réduction de bruit. Par des dispositifs numériques de traitement du signal, il existe par exemple un système de filtre actif autour des turbines dentaires pouvant réduire les bruits impulsionnels qu'elles produisent de 20 dB, selon une étude menée par Kaymak E. et al. (2007), chercheurs à l'université de Brunel de Londres, en Grande-Bretagne, sur un système fabriqué par Texas Instruments.

Il est également possible de traiter le cabinet dentaire d'un point de vue acoustique, mais cela n'aurait pas de conséquence sur la nocivité du bruit des instruments, au vu de la faible distance entre le chirurgien-dentiste et ses outils.

Enfin, les grosses machineries, comme le compresseur, le moteur de l'aspiration, sont toujours situés dans une pièce à part et bien insonorisée dans les cabinets dentaires. La protection est ici naturelle et évidente.

Protection individuelle

Nous avons vu que les chirurgiens-dentistes ne sont que trop rarement équipés de protections auditives. La non-nécessité subjective, la mauvaise image que cela pourrait renvoyer et surtout la rupture de la communication avec le patient sont les arguments avancés par ces professionnels pour justifier cette lacune.

Or, nous avons vu que le danger est bien réel, et que le port de PICB (protections individuelles contre le bruit) peut s'avérer fort judicieux. Nous allons ici réfléchir sur une solution de PICB théoriquement idéale pour les chirurgiens-dentistes. Parmi les impératifs à respecter, se trouve la restitution de la parole du patient, la communication étant primordiale, un besoin de flexibilité, vu que l'exposition sonore est intermittente, et une atténuation dans les fréquences aiguës, principalement autour de 6 000 Hz.

La flexibilité est possible avec un système de PICB montées sur un arceau, mais le port de bouchons en mousse bien insérés et bien obturants pour une efficacité optimale reviendrait à couper trop la communication.

Or, un protecteur antibruit électronique peut bloquer les sons à partir d'un certain niveau, tout en amplifiant la parole, comme le permet par exemple le modèle Motus Hawk de Surdifuse.



Source de l'image :
Surdifuse

Selon le fabricant, ces oreillettes, réalisées sur mesure, protègent des sons

forts en les comprimant fortement dès que le niveau d'entrée dépasse les 82 dB grâce à son électronique intégrée, et améliorent l'écoute des sons faibles en les amplifiant de 12 dB environ, compensant ainsi l'occlusion de l'oreille, et permettant à l'utilisateur de rester en contact avec son environnement acoustique.

Il apparaît alors que la solution idéale pour les chirurgiens-dentistes, répondant aux impératifs de la profession et à la protection de leur audition, serait un système de protecteurs antibruit électroniques montés sur un arceau.

Voici donc, ce qui apparaît comme la protection théoriquement idéale pour les chirurgiens-dentistes :

Les embouts en mousse, que l'on trouve traditionnellement sur une PICB de type arceau, sont ici remplacés par des protecteurs électroniques de communication, de type Motus Hawk.



Nous obtenons ainsi un nouveau type de PICB garantissant une grande flexibilité,

une bonne étanchéité, car les protecteurs sont réalisés sur mesure en résine acrylique pour plus de tenue et de confort, et nous conservons toutes les facultés de communication entre le dentiste et son patient.

7

Conclusion

Le traumatisme sonore, sous ses différentes formes, occasionne des dommages importants sur les structures de l'oreille, et représente une réelle menace pour les travailleurs exposés au bruit lors de l'exercice de leur activité professionnelle. Il crée des lésions irréversibles, affectant réellement la qualité de vie des personnes qu'il atteint. Malgré les évolutions législatives, il subsiste encore certaines professions exposées au bruit qui ne sont pas protégées, ou même alertées.

Face à une négligence de ce fait inconsciente à cause d'une absence de communication sur le sujet, et donc d'une absence quasi-généralisée de mesures de protections contre le bruit, il en résulte un traumatisme sonore chronique dont l'installation est progressive tout au long de la carrière notamment du chirurgien-dentiste, menant à une baisse de son acuité auditive, principalement dans les fréquences aiguës. Des difficultés de compréhension de la parole peuvent alors apparaître, et il est déjà trop tard pour empêcher les lésions. Pourtant, il existe des moyens de protections soit individuels, comme le port de protections antibruit soit collectifs, par la réduction du bruit à la source.

Nous avons pu constater que les chirurgiens-dentistes ne sont pas sensibilisés aux dangers du bruit de leur environnement professionnel, pollué par de multiples sources sonores. L'exposition quotidienne provoque irrémédiablement une surdité traumatique de degré et d'installation variable selon les individus. Ainsi, il en résulte une perte sur les fréquences aiguës dues aux nuisances de leurs instruments, et plus particulièrement de leur dispositif d'aspira-

tion. En outre, n'étant pas soumis à la médecine du travail, le déficit d'information et de formation face aux dangers du bruit est bien réel chez les chirurgiens-dentistes, qui ne cherchent donc pas à se protéger du bruit.

Pourtant, des moyens de prévention et de protection existent. Un effort législatif supplémentaire, obligeant les professionnels soumis à de telles intensités acoustiques à au moins posséder des protections auditives et à passer des examens audiométriques de dépistage, sans exception par rapport à leur statut (chef d'entreprise, profession libérale...), leur donnant ainsi conscience du caractère nocif de leur environnement acoustique, serait le bienvenu pour leur éviter de devoir vivre avec les dommages induits par le bruit lié à leur activité.

L'audioprothésiste, en tant que professionnel de l'audition, a un rôle important à jouer dans la prévention des traumatismes sonores, avec le médecin ORL. En effet, habilité à prendre des empreintes auriculaires et à délivrer des systèmes de protections individuelles contre le bruit (PICB), l'audioprothésiste est formé pour sensibiliser la population face aux dangers du bruit, et pour tenter de favoriser l'utilisation des PICB.

Par ailleurs, les lésions dues à une surdité traumatique étant irréversibles, il est nécessaire que les patients victimes d'un traumatisme sonore apprennent à vivre avec. L'appareillage auditif demeure alors aujourd'hui le seul moyen d'améliorer la qualité de leur vie sociale, lorsque le déficit est vraiment invalidant, en tentant de rehausser leurs capacités d'intelligibilité et de compréhension de la parole.

8

Références

- Gelfand Stanley A., *Essentials of audiology*, second edition, éditions Thieme New York, 2001
- Goust Jérôme, *Audition et vie professionnelle*, éditions Néret, 2007
- Portmann Michel et Claudine, *Précis d'audiométrie Clinique*, sixième édition, éditions Masson, 1988
- Robier Alain, *Les surdités de perception*, éditions Masson, 2001
- Vergnon Laurent, *L'audition dans le chaos*, éditions Masson, 2008
- Cours de la formation au D.E. d'audioprothésiste à Paris (CNAM/Lariboisière) :
- Pr. Avan P., *Cours de psychoacoustique de deuxième année* (2007)
- Bizaguet E., *Cours d'audioprothèse de première et deuxième année* (2006 et 2007)
- Pr. Tran Ba Huy P., *Cours d'audiologie de deuxième année* (2007)
- Pr. Moore B., *Conférence au Congrès UNSAF*, 2004
- Promenade autour de la cochlée : www.cochlee.org
- Etude de la DREES sur la démographie des chirurgiens-dentistes : www.sante.gouv.fr/drees/etude-resultat/er594/er594.pdf
- Etude du Dr. Rebecca Mervine : www.ineedce.com/courses.aspx
- Etude du Dr. John Hyson : <http://jada.ada.org/cgiireprint/133/12/1639>
- Etude de A. Ünlü : www.medicaljournal-ias.org/7_4/Ulnlu.pdf
- Audio Infos, n°121, Mars 2008, le bruit au travail, un vaste problème de santé publique, Lestienne-Deloze I., pages 24-25
- L'Ouïe Magazine, n°2, Mars-Avril 2005, le risque auditif en milieu professionnel, Dr Duminger Daniel, pages 38-41
- Les Cahiers de l'audition, Vol. 21 n°2, Mars-Avril 2008, La nouvelle législation du bruit au travail et les protecteurs individuels, Renard C. et al.

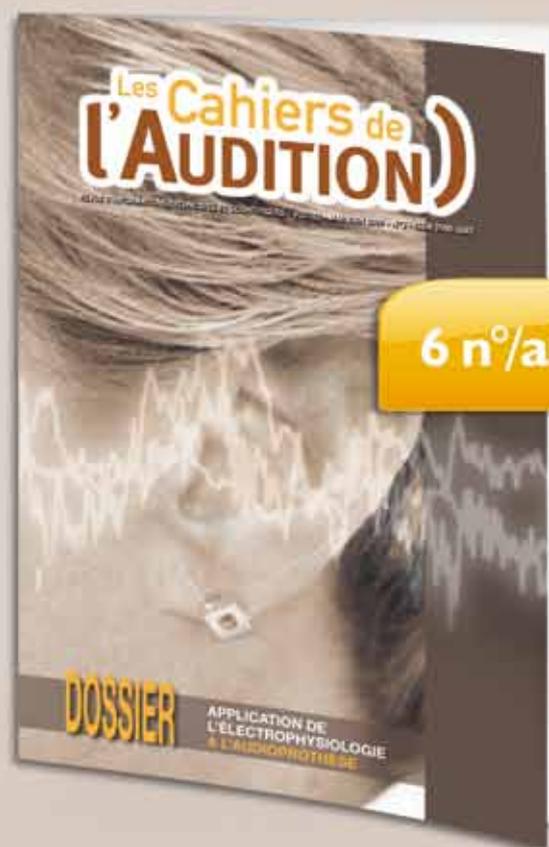
Abonnez-vous dès aujourd'hui !*

→ 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 :

Diffusion de films à la télévision et perte d'intelligibilité

Elodie Routhe elodie.routhe@hotmail.fr

Université Montpellier 1 - UFR Sciences Pharmaceutiques et Biologiques.
Centre de recherches, d'études et de formation en audioprothèse

Résumé

Les malentendants ont souvent des difficultés à comprendre les films diffusés à la télévision contrairement au journal télévisé. Nous nous sommes donc intéressés aux principaux paramètres qui différencient le journal télévisé et le film pour expliquer cette perte d'intelligibilité. Nous retrouvons principalement des différences de cadences, de rapport signal à bruit, de compression, de système de diffusion acoustique et de vitesse d'élocution entre ces deux média.

De multiples expériences ont été réalisées sur une population de normoentendants et de malentendants afin de mettre en évidence les paramètres à l'origine de cette perte d'intelligibilité.

Il en résulte que le rapport signal à bruit, la qualité des haut-parleurs et la vitesse d'élocution sont les principaux responsables. Enfin, les autres paramètres peuvent potentialiser la perte d'intelligibilité mais ne sont pas à la base de cette dégradation.

1 Introduction

La télévision est un des médias qui est intégré à notre vie quotidienne depuis des décennies. Les personnes âgées en sont souvent friandes car elle permet un divertissement facile à mettre en œuvre. Cependant, suite aux différents stages effectués, j'ai pu noter à quel point il était difficile de réhabiliter l'intelligibilité de la parole pour ce média. En effet, si on arrive assez facilement à rétablir une bonne intelligibilité de la parole pour le Journal Télévisé, il n'en est rien pour les

films diffusés à la télévision. Le seul moyen réellement efficace à notre disposition est le casque télévision.

Nous pouvons alors nous demander quelles sont les raisons de cet échec dans l'appareillage, et tenterons d'apporter quelques éléments de réponse.

2 Différences entre cinéma et télévision

2.1. Différence de cadence

Le cinéma a une cadence de 24 images par seconde alors que la télévision européenne est à 25 images par seconde. En général, la conversion, en Europe, du format film au format vidéo se fait en conservant le nombre d'images. De ce fait, le film est légèrement accéléré. La conséquence est que le son est légèrement plus aigu dans le rapport des vitesses soit +4,2%. Ceci induit donc que les formants soient légèrement décalés (cf. figure 1). Pour pallier ce problème, un système appelé « Harmonizer » permet de remettre le son à la bonne hauteur tonale. Cependant, il s'avère que toutes les chaînes de télévision ne pratiquent pas la remise de la bande son à la bonne hauteur tonale. Nous savons pourtant que les transitions de formants sont des éléments importants dans le processus de la perception catégorielle et surtout pour les malentendants qui ont des pertes préférentielles dans les aigus. Nous pouvons alors nous demander quel serait l'impact de cette accélération sur l'intelligibilité de la parole.

Remarque : Une accélération d'un son induit un "rehaussement" des fréquences. Il suffit pour s'en convaincre d'écouter un disque vinyle 33 tours/minute avec une vitesse de 45 tours/minute. Inversement, un ralentissement induit un "abaissement" des fréquences. Ainsi, une dilatation temporelle entraîne inéluctablement une transposition fréquentielle.

Le contenu fréquentiel de la bande-son est donc transposé de 25/24 (+4,2%) lors de la projection à 25 images par seconde d'un film initialement tourné à 24 images par seconde (les sons paraissent plus aigus).

2.2. Différence entre les systèmes de diffusion acoustique

Le cinéma utilise plusieurs enceintes acoustiques de qualité pour restituer la bande sonore. En général, on retrouve la voix des acteurs sur l'enceinte centrale

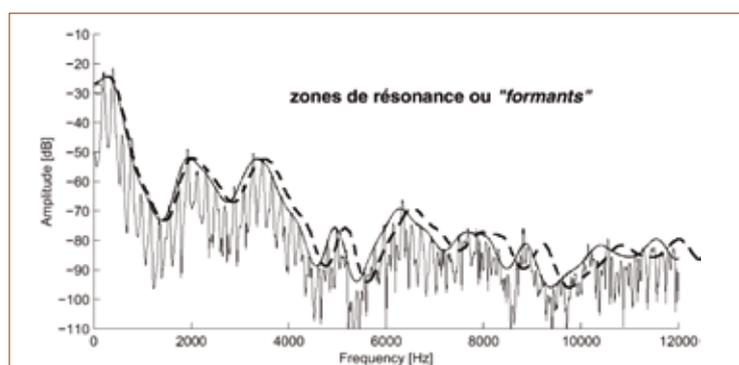


Figure 1. Formants d'un son de voix original (traits pleins) et formants déplacés (pointillés) dû à une accélération de 4%. Source :G. Pallone

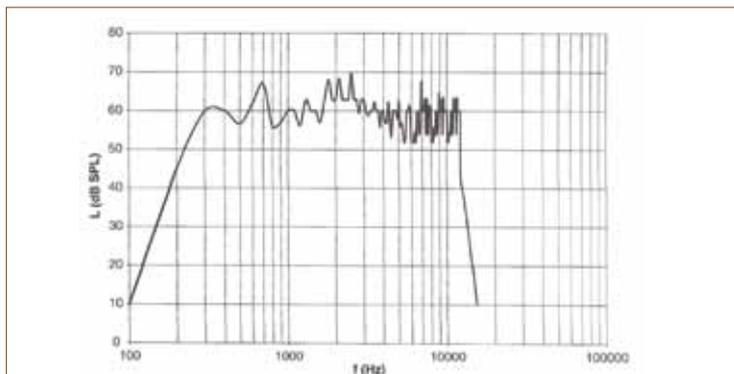


Figure 2. Courbe de réponse de l'enceinte acoustique d'un téléviseur milieu de gamme. Source : Précis d'audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole

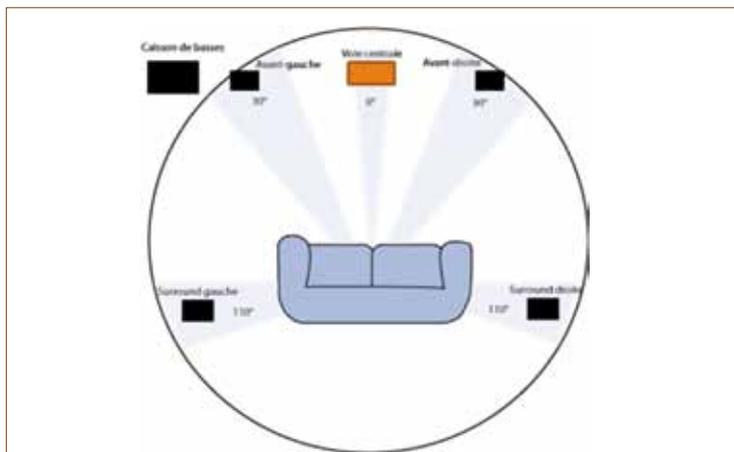


Figure 3. Positionnement des enceintes pour une diffusion 5.1
Source : www.commentcamarche.com

située derrière l'écran et les ambiances sur les autres enceintes. Au niveau de la télévision, les transducteurs sont de moins bonne facture et sont souvent enfermés dans une caisse plastique. Tout ceci implique que la bande passante est moins bonne, et que des distorsions ainsi que des résonances peuvent apparaître (cf. figure 2).

Enfin, il apparaît évident que le haut-parleur de la télévision ne peut transmettre dans d'aussi bonnes conditions le JT que le cinéma. Pour ce dernier les sons sont plus complexes et se mélangent tous sur un seul haut-parleur contrairement au cinéma où l'on retrouve des enceintes acoustiques à plusieurs voies.

2.3. Impact de la compression

Lors du mixage de films des effets sont intégrés à des fins artistiques (égalisation, réverbération, compression...). Ces effets peuvent nuire à l'intelligibilité. De plus la compression, lorsqu'elle est trop importante, vient altérer la compréhension de la parole. Au niveau de la télévision, les signaux à émettre transitent tous vers le « finaliseur » qui est un appareil qui par ses réglages détermine la couleur sonore d'une chaîne de télévision. Ce dispositif est très marqué en radio où l'on reconnaît facilement les stations destinées aux

jeunes (son agressif) de stations destinées à des émissions d'informations ou culturelles (son plus clair et aéré). Lors de la diffusion d'un film à la télévision, des compressions vont donc se superposer : celles utilisées lors du mixage du film et celles prééglées au niveau du « finaliseur » de la chaîne de télévision. Nous pouvons alors nous demander si la compression résultante ne serait pas trop importante et impliquerait donc une perte d'intelligibilité surtout dans le cas d'une écoute appareillée où l'on cumulerait un autre étage de compression : celui des appareils de correction auditive.

2.4. Différence de rapport signal à bruit (RSB)

Si on compare le journal télévisé au cinéma, il est évident que l'espace sonore n'est pas occupé de la même manière. En effet, nous retrouvons dans le cinéma des ambiances qui sont de plus en plus importantes.

L'intelligibilité de la parole pour les malentendants étant fortement altérée en présence de bruit, nous pouvons donc penser que la présence de ces ambiances est un élément important de la dégradation de l'intelligibilité de la parole.

2.5. Différence de vitesse d'élocution

Nous remarquons souvent que dans la vie de tous les jours les gens qui nous entourent parlent de plus en plus vite. Le cinéma peut être vu comme la représentation de cette réalité et si on compare les films des années 1960 avec ceux d'aujourd'hui on constate une réelle accélération du discours. En revanche, nous remarquons que le JT présente souvent un propos où le débit de syllabes semble constant. Nous pouvons alors nous demander si la vitesse d'élocution ne serait pas un paramètre supplémentaire à la perte d'intelligibilité si cette différence était avérée.

3

Mise en place des expériences

Afin d'étudier l'impact de ces principales différences sur des sujets normoentendants et malentendants, nous créons des fichiers sonores qui permettent de quantifier la dégradation de l'intelligibilité.

3.1. Quantifier le RSB

Nous définissons le RSB comme étant la différence de niveau sonore entre les dialogues et les ambiances du film. Dans un mixage 5.1 les dialogues se trouvent sur l'enceinte acoustique centrale alors que les ambiances se répartissent sur les quatre enceintes acoustiques restantes et le caisson de basses.

Pour réaliser cette expérience, nous montons un « Home-cinema 5.1 » dans des conditions particulières que nous respectons (cf. figure 3) et nous étalonnons le système.

L'expérience revient à :

- mesurer le niveau équivalent de pression acoustique de l'enceinte centrale seule au niveau de l'auditeur.

- mesurer le niveau équivalent de pression acoustique de tout le système sans l'enceinte centrale.

La différence de ces deux mesures, pour un extrait donné, nous donne le RSB. Dans nos expériences et pour divers films, nous trouvons qu'il est compris entre -3 et +15dB.

3.2. Création de fichiers sonores

Afin de mettre en évidence l'impact de certains paramètres sur l'intelligibilité d'un film diffusé à la télévision, nous avons créé divers fichiers sonores. Nous avons extrait les listes cochléaires de Lafon du CD d'audiométrie vocale du CNA (en 44,1 kHz sur 16 bits) :

- Nous avons conservé des listes non-modifiées : « listes normales ». Ces listes permettront de constituer une référence.
- Nous avons créé des « listes accélérées » en modifiant les listes cochléaires de Lafon par un varispeed dans le rapport des vitesses de la télévision et du cinéma (soit +25/24). Ces listes visent à simuler l'accélération que subit un film diffusé à la télévision.
- Nous avons créé des « listes compressées ». Les listes cochléaires de Lafon sont traitées par un compresseur à enclenchement bas et un ratio de 3 (temps d'attaque et de retour courts mais sans influence sur le fichier car la compression est toujours activée du fait de l'enclenchement bas). Ces listes visent à simuler le cumul de compressions.

Enfin, nous extrayons 12 phrases de films. Ces extraits subissent une réduction monophonique telle qu'elle peut être observée en télévision. Ces phrases permettront de tester la compréhension globale. Il est à noter qu'elles ne sont pas équilibrées phonétiquement et en difficulté.

Remarque : Tous les CD créés comportent une piste de bruit qui permet l'étalonnage des listes.

3.3. Quantifier la vitesse d'élocution

Pour quantifier la vitesse d'élocution, nous enregistrons divers extraits de journaux télévisés et de films. Le problème revient à compter le nombre de syllabes par seconde en excluant les pauses faites par les locuteurs. Dans nos expériences, nous trouvons :

- Pour le JT, des vitesses comprises entre 4,8 et 5,7 syllabes par seconde.
- Pour les films étudiés, des vitesses d'élocution comprises entre 4,3 et 7,5 syllabes par seconde avec une majorité d'extraits dépassant les 6 syllabes par seconde.

4

Matériel et méthode : tests réalisés sur les sujets

4.1. Matériel

Nous avons à notre disposition une population de 19 normo-entendants. Ils présentent une audition normale et n'ont pas d'antécédents ORL. Cette population représente le groupe témoin. Nous choisissons une population de 12 malentendants présentant une surdité de perception bila-

térale moyenne à sévère et appareillés en bilatéral. Cette population représente le groupe test.

La configuration de base est constituée d'un audiomètre, d'une platine CD, d'un amplificateur, d'une enceinte acoustique de qualité, d'un téléviseur et d'un sonomètre. Au niveau des CD nous utilisons le CD du CNA comportant les listes cochléaires de Lafon, les CD créés précédemment et le générateur de bruit blanc des audiomètres rencontrés (AC 40 ou Affinity). Enfin, les tests sont réalisés dans des cabines audiométriques.

4.2. Méthode

Tous les tests sont effectués en champ libre et à niveau de confort. Une liste est donc consacrée pour établir ce niveau de confort avec le sujet testé. Les consignes pour définir ce niveau de confort sont : « volume auquel vous mettriez votre téléviseur pour l'entendre de façon confortable ».

Nous demandons aux sujets testés de répéter les mots tels qu'ils les entendent même si ces mots n'existent pas dans la langue française car ce sont les phonèmes erronés qui sont relevés et non les mots entiers.

Les sujets sont placés à hauteur de l'enceinte acoustique entre 1 mètre et 1,5 mètre selon les configurations.

Les audiomètres sont systématiquement étalonnés avec le bruit prévu à cet effet sur chaque CD créé.

Pour chaque paramètre à évaluer, les sujets sont testés sur deux listes cochléaires de Lafon. La totalité des phonèmes étant égale à 102 pour deux listes, le nombre d'erreurs relevé peut aussi être vu comme un pourcentage de phonèmes erronés.

Pour les tests vocaux dans le bruit, les signaux sont mélangés et envoyés sur la même enceinte acoustique comme dans le cas d'une diffusion sur un téléviseur. Nous testons les sujets pour des RSB rencontrés dans les films étudiés.

En résumé :

- Les normoentendants sont testés sur des listes cochléaires de Lafon « normales » ; « accélérées » ; « compressées » dans le calme. Puis ils sont testés sur des listes cochléaires « normales » dans le bruit avec des RSB de -5, 0 et +5 dB avec du bruit blanc et un RSB de 0 dB avec du cocktail party.
- Les malentendants sont testés sur des listes « normales » ; « accélérées » ; « compressées » dans le calme et sur des listes « normales » dans le bruit (bruit blanc) avec des RSB de 10, 5 et 0 dB à niveau de confort appareillés et non-appareillés.

Nous testons l'effet du transducteur en câblant un téléviseur à l'emplacement de l'enceinte acoustique (afin de ne pas ajouter de variable spatiale) et nous contrôlons à l'aide d'un sonomètre que le niveau délivré est identique au niveau de confort évalué sur l'enceinte acoustique. Un premier groupe de cinq malentendants est évalué appareillé sur deux listes cochléaires de Lafon « normales » diffusées sur le téléviseur et sur douze phrases de films diffusées sur l'enceinte acoustique puis sur le téléviseur. Un deuxième groupe de sept malentendants est testé appareillé et non-appareillé sur douze phrases de films diffusées sur une enceinte acoustique de qualité et à niveau de confort.

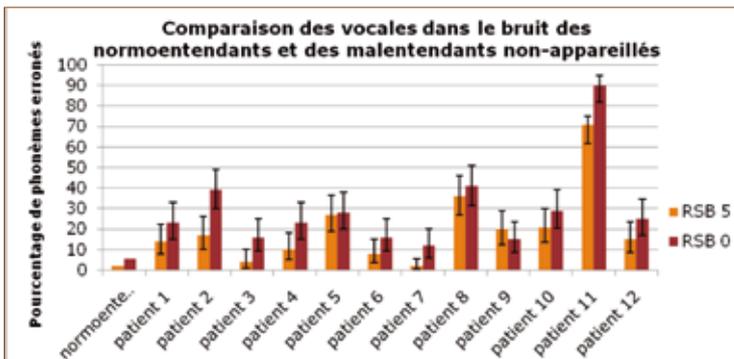


Figure 4a. Comparaison des tests vocaux entre normoentendants et malentendants non-appareillés pour des RSB de 0 et 5 dB

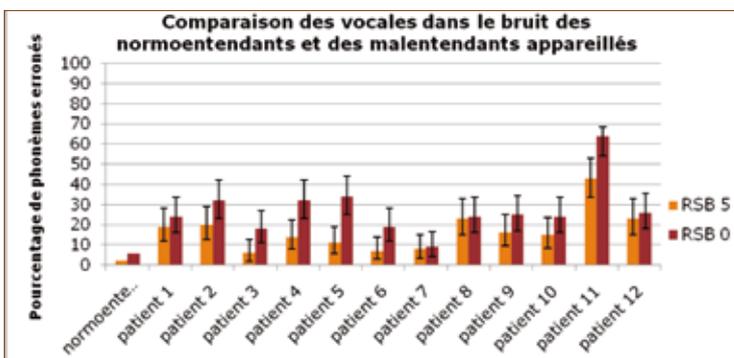


Figure 4b. Comparaison des tests vocaux entre normoentendants et malentendants appareillés pour des RSB de 0 et 5 dB

Les phrases extraites de films ne sont pas équilibrées phonétiquement. Le but de cette expérience est de faire un état des lieux de l'intelligibilité de phrases de films pour différents rapports signal à bruit et vitesses d'élocution. Les phrases sont considérées justes si aucune erreur n'est relevée.

Remarque : Les tests sont réalisés sur deux séances pour éviter les problèmes de mémorisation.

5

Résultats

5.1. Résultats des tests vocaux

La compression et l'accélération n'ont aucun impact sur l'intelligibilité. Les malentendants ne font pas plus d'erreurs sur ces listes que sur les listes « normales ».

La présence d'ambiances fait significativement baisser le pourcentage d'intelligibilité. Si on compare les résultats des normoentendants et des malentendants appareillés et non-appareillés pour des RSB fréquemment rencontrés dans les films (cf. figures 4a et 4b), nous remarquons que les malentendants, dans les deux configurations, font notablement plus d'erreurs que les normoentendants.

La qualité de l'enceinte acoustique du téléviseur a un impact sur l'intelligibilité de phrases en présence d'ambiances mais pas dans le calme. En effet, les malentendants qui ont été testés sur enceinte acoustique de qualité et sur téléviseur avec des listes cochléaires de Lafon ne font pas plus d'erreurs sur le téléviseur. En revanche, tous les malentendants qui ont été testés dans les mêmes conditions, mais avec

des extraits de films à la place des listes cochléaires de Lafon, font plus d'erreurs sur le téléviseur.

6

Discussion

6.1. Effets de la vitesse d'élocution

Le comptage du nombre moyen de syllabes par seconde sur différents JT montre que les présentateurs ont une vitesse d'élocution stable et proche de 5 syllabes par seconde. En revanche, le comptage réalisé sur différents extraits de films révèle que la vitesse d'élocution est souvent plus élevée pouvant atteindre 7,5 syllabes par seconde.

Une étude réalisée par Léon et David Dodelé (cf. figure 5) portant sur l'audiométrie vocale à vitesse variable, montre que la vitesse d'élocution affecte la compréhension chez tous les sujets.

Dans cette étude, les vitesses d'élocution de 2,5 ; 5 et 7,5 syllabes/seconde sont considérées respectivement comme lentes, normales et rapides. En comparant ces résultats aux vitesses relevées pour le JT et les films, nous constatons que la vitesse d'élocution des présentateurs de JT est proche de la vitesse normale, alors que dans les films nous retrouvons des vitesses d'élocution qui sont souvent plus proche de la vitesse qualifiée de rapide par Léon et David Dodelé.

Cette étude montre que les sujets jeunes normoentendants ne sont que très légèrement atteints par la vitesse d'élocution. En revanche, les sujets âgés atteints de presbycusie voient leur courbe d'intelligibilité moyenne s'incliner nettement quand la vitesse d'élocution augmente.

En résumé, les personnes âgées ont souvent raison de dire que les acteurs parlent trop vite et que cela ne leur permet pas de comprendre les dialogues comme le prouve cette expérience !

6.2. Autres hypothèses à la base de la perte d'intelligibilité

6.2.1. L'effet McGurk

La lecture labiale est souvent pratiquée par les malentendants car elle permet de compléter l'information auditive reçue et de lever certaines ambiguïtés. Dans le cas du cinéma, un grand nombre de films diffusés n'est pas d'origine française. Par conséquent, les voix sont doublées. Le problème est que les mouvements labiaux ne correspondent pas à l'information auditive. En 1976, McGurk et MacDonald démontrent que le système perceptif utilise l'information visuelle même lorsque le signal auditif est clair et non ambigu. En fait, lorsque la vision et l'audition fournissent des signaux incongruents cela donne souvent un percept (Entité cognitive, constituée d'un ensemble d'informations sélectionnées et structurées en fonction de l'expérience antérieure, et qui sont mobilisées dans une perception particulière) qui ne correspond pas à l'information auditive mais intègre des traits du signal visuel : c'est l'effet McGurk. Ceci pourrait impliquer que la lecture labiale pour des films d'origine étrangère causerait des confusions. Cependant, ce point reste à vérifier expérimentalement.

6.2.2. La prise de son et le cadre

Lors d'un JT, le présentateur est toujours fixe dans le cadre. Au niveau de la prise de son, nous retrouvons deux configurations : le présentateur porte deux microphones cravate ou deux microphones de table orientés vers lui. La prise de son est donc optimale puisque le locuteur et les microphones sont fixes et correctement orientés. Enfin, le tournage se fait en studio et les conditions acoustiques sont donc idéales.

Lors du tournage d'un film les conditions peuvent être plus difficiles. Le son est capté par un microphone orienté par le perchiste. Dans l'action le positionnement peut être variable et la prise de son n'est donc pas optimale. Enfin, le cadre ne montre pas toujours le protagoniste de face et les informations visuelles dont nous disposons pour le JT ne sont pas forcément présentes dans des séquences de films.

6.2.3. Les conditions d'écoute

Nous avons vu que le téléviseur présentait des haut-parleurs de piètre qualité mais dans ce mémoire, nous n'avons pas parlé du positionnement de celui-ci. Quand nous demandons aux malentendants où se situe leur téléviseur, nous retrouvons des emplacements peu adaptés (téléviseur sur le réfrigérateur, dans un coin, à l'autre bout du salon...). Malheureusement, l'emplacement va jouer un rôle dans le rayonnement de la source et les coins sont, par exemple, à éviter. Enfin, les conditions environnementales telles que les bruits de circulation, de cuisine... vont aussi interférer sur la compréhension. Celles-ci vont faire que le RSB sera plus dégradé alors que les films présentent déjà des conditions d'écoute difficiles pour les malentendants.

7

Conclusion

Ce travail montre que les principales causes de la perte d'intelligibilité des films diffusés à la télévision sont : le RSB, les haut-parleurs du téléviseur et la vitesse d'élocution.

Nous avons précédemment vu que la compression n'avait aucun impact sur l'intelligibilité dans le calme. Néanmoins la compression vient dégrader le RSB (lorsqu'il est positif) et indirectement, elle pourrait dégrader l'intelligibilité en présence d'ambiances. De même, l'accélération, due au passage de 24 images par seconde à 25, pourrait potentialiser l'effet de la vitesse d'élocution sur l'intelligibilité.

Pour améliorer le RSB, une des solutions est de privilégier l'enceinte centrale par rapport aux autres enceintes d'un système de diffusion 5.1. Ainsi, les voix auraient un niveau sonore plus important par rapport aux ambiances. Cette solution présente cependant des limites. En effet, les films diffusés à la télévision, ou sur DVD, sont dans un certain format qu'il faudra correctement sélectionner au niveau du décodeur Dolby (il faut donc comprendre que le décodeur d'un format particulier ne doit pas être appliqué à un fichier de nature différente). De plus la multitude d'enceintes doit être correctement placée. En effet, un système dont les enceintes seraient placées en fonction des pots de fleurs ou des étagères pourrait finalement donner un résultat de moins bonne qualité que le téléviseur.

Les causes environnementales dégradant le RSB (bruit de circulation, cuisine...) et la distance au téléviseur n'aidant

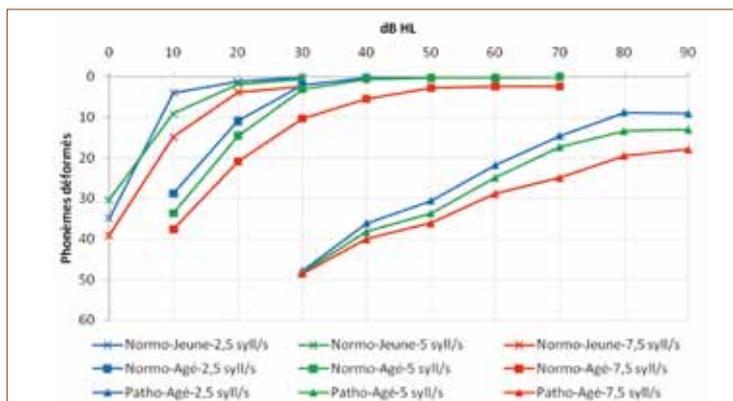


Figure 5. Intelligibilité moyenne selon différentes vitesses d'élocution
Source : Léon et David Dodelé

pas, les solutions à envisager sont le casque de télévision ; le Bluetooth, les systèmes FM et boucles magnétiques au niveau des appareils. Le casque de télévision est souvent privilégié par les audioprothésistes car il présente une amplification linéaire et des transducteurs de meilleure qualité que les aides auditives. Cependant, nous pouvons penser que les aides auditives seraient à privilégier pour que le patient ne soit pas isolé du monde extérieur lorsqu'il regarde la télévision. En réalité, une étude des solutions serait nécessaire mais ce n'est pas l'objectif de ce mémoire !

8

Bibliographie

- Philippe Bellaïche (2000). Les secrets de l'image vidéo, Edition Eyrolles.
- Hervé Benoit (2007). La télévision numérique, Edition Dunod.
- Cécile Colin (2008). Apport de la modalité visuelle dans la perception de la parole, Les cahiers de l'audition-Vol. 21-N°2.
- Collège national d'audioprothèse (2008). Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Edition Masson.
- Jacques Deslandes (1966). Histoire comparée du cinéma Tome 1, Edition Casterman.
- Jacques Deslandes (1966). Histoire comparée du cinéma Tome 2, Edition Casterman.
- Bernard Denis-Laroque (2005). Télévision numérique terrestre, Edition Dunod.
- Olivier Després (2004). Thèse : Mécanismes de localisation spatiale chez l'homme : interaction entre le système visuel et le système auditif, Université Louis Pasteur-Strasbourg I.
- Léon Dodelé et David Dodelé (2004). L'audiométrie vocale à vitesse variable, Les cahiers de l'audition-Vol. 17-N°5.
- Benjamin W.Y.Hornsby et Todd A.Ricketts (2001). The effects of compression ratio, signal to noise ratio, and level on speech recognition in normal hearing listeners, J. Acoust. Soc. Am. 109(6).
- Frederic Martinez (2007). MP3 : Concepts et incidences sur l'intelligibilité. Mémoire de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, Université Montpellier I.
- Harry McGurk et John MacDonald (1976). Hearing Lips and seeing voices, Nature 264 (746-748).
- Jacques Mousseau, Christian Brochand (1982). Histoire de la télévision française, Edition Fernand Nathan.
- Grégory Pallone (2003). Thèse : Dilatation et transposition sous contraintes perceptives des signaux audio : application au transfert cinéma vidéo, Université d'Aix-Marseille II.

Restitution de l'audibilité des fréquences supérieures à 1000 Hz dans le cas de surdités partielles

Fabien Seldran ^{1,2}, Hung Thai-Van ¹, Eric Truy¹, Michel Beliaeff ², Christian Berger-Vachon ¹, Lionel Collet ¹, Stéphane Gallégo ^{1,3}

1. Laboratoire Neurosciences Sensorielles, Comportement, Cognition. CNRS UMR 5020. Université Claude Bernard Lyon I.

Pavillon U, Hôpital Ed. Herriot - 3 Place d'ARSONVAL - 69437 Lyon CEDEX 03

2. Vibrant MED-EL Hearing technology - 400 Av Roumanille - BP 309 - 06906 Sophia-Antipolis CEDEX

3. Audition Conseil - 22 Rue Constantine - 69001 Lyon

Résumé

L'implant cochléaire reste un dilemme pour les malentendants atteints de surdités supérieures à 80 dB au-delà de 1000 Hz. Les patients qui ont participé à cette étude présentent ce type de perte ; ils ne tirent pas de bénéfice d'une aide auditive conventionnelle. Malgré tout ils perçoivent encore « trop bien » les sons de basse fréquence et une implantation cochléaire risquerait de détruire leurs restes auditifs.

Aujourd'hui, deux systèmes peuvent être proposés, l'appareil Naïda qui est une aide auditive amplificatrice qui intègre une fonction de compression non-linéaire de fréquence et l'implant à Stimulation Electrique-Acoustique (EAS) de Med-El.

Cependant la littérature reporte des « échecs » inexplicables de chacun de ces systèmes et nous pensons qu'il est important de mieux redéfinir les indications de ces systèmes, afin de choisir l'appareillage qui sera le mieux adapté et de maximiser les chances de réussite du patient. Nous proposons d'utiliser un test d'audiométrie vocale filtrée qui pourra être utilisé par la suite dans le but de réaliser un bilan pronostique qui nous dira « quel système est le mieux adapté à quel profil de patient ».

Le système à compression fréquentielle a pour avantage majeur de supprimer le phénomène de larsen qui est quasi-inévitable avec une amplification linéaire.

L'implant EAS, quant à lui propose d'exploiter les reliquats d'audition dans les basses fréquences et d'utiliser un implant cochléaire pour prendre le relais de la stimulation acoustique.

Nous avons testé le système Naïda sur 5 patients et l'implant EAS sur 4 patients.

Les deux systèmes testés nécessitent un gros travail de rééducation auditive, particulièrement l'implant EAS. Globalement, les résultats avec l'implant EAS sont plutôt positifs.

1

Introduction

La présente étude porte sur l'appareillage des surdités de perception type « pente de ski », c'est-à-dire une perte auditive importante prédominant sur les fréquences aiguës. Les patients concernés ont une bonne perception dans les fréquences graves mais une perte supérieure ou égale à 80 dB HL sur les fréquences supérieures à 1 kHz.

Les études montrent que l'amplification conventionnelle des hautes fréquences a un rôle limité pour les personnes

qui présentent ce profil de surdité (Ching et al, 1998). Turner (2006) montre que l'amplification conventionnelle des hautes fréquences ne fournit une amélioration que si la perte auditive est inférieure à 60-80 dB HL. Elle n'améliore pas l'intelligibilité et parfois elle la dégrade. Généralement, ces patients ont des scores d'intelligibilité inférieurs à 60% avec une amplification conventionnelle. De plus, Vickers et al (2001) ont montré que si le patient présente des Zones Inertes Cochléaires (ZIC), l'amplification ne peut fournir un bénéfice que si elle est limitée en fréquence jusqu'à 1,5 à 2 fois la fréquence de coupure (Fzic). Pour ces personnes, les hautes fréquences ne sont pas exploitables acoustiquement. En général, les aides auditives fournissent donc des résultats non satisfaisants, en particulier pour la perception de la musique et pour la compréhension dans le bruit. Les systèmes d'implants cochléaires ne sont pas non plus adaptés pour ces patients car ils ne pourront pas bénéficier de leurs reliquats auditifs dans les basses fréquences.

Actuellement, deux alternatives peuvent être proposées pour restituer les hautes fréquences lorsque l'amplification conventionnelle atteint ses limites et que le patient n'en tire qu'un maigre bénéfice : les systèmes amplificateurs à compression ou transposition fréquentielle et les implants à stimulation électrique-acoustique (EAS = Electric-Acoustic Stimulation). Nous proposons dans cette étude d'évaluer et de comparer chez ce type de patients, le système à compression fréquentielle Naïda de Phonak et l'implant électrique-acoustique (Processeur DUET + électrode FlexEAS) de Med-El.

1.1. Etat des connaissances sur la Transposition / Compression fréquentielle

Pour l'appareillage de ces pertes, une alternative avant l'implantation cochléaire serait l'utilisation d'aides auditives (amplificatrices) à transposition ou à compression fréquentielle, ces systèmes ont pour principe de comprimer le spectre de la parole dans la gamme de fréquences encore audibles par le malentendant. Ceci implique généralement une diminution, voire une annulation de larsen (Joson et al, 1993), ce qui est un avantage non-négligeable par rapport aux systèmes d'amplification standard qui y sont très sensibles lorsque le gain dans les fréquences aiguës devient trop important, ce qui est souvent le cas pour ce type de surdité (pente de ski). La théorie de ces systèmes à compression fréquentielle suppose que l'enveloppe temporelle soit préservée et le malentendant perçoit les sons de façon plus grave et un peu plus naturelle. McDermott et

al (1998) et Thai-Van et al (2002 et 2003) ont montré qu'il existait, chez les patients avec une perte importante dans les hautes fréquences, une meilleure discrimination fréquentielle et une sur-représentation des neurones, au niveau cortical, de la dernière zone de fréquences normalement codées. Sur le concept, le malentendant devrait donc être capable d'intégrer l'information transposée par les systèmes à transposition ou à compression fréquentielle, cependant il existe un problème de résolution fréquentielle au niveau de la cochlée (mécanique cochléaire liée aux filtres auditifs de cochlée pathologique).

Concernant les paramètres des systèmes de compression, la littérature propose certaines règles à respecter. Turner et Hurtig (1999) ont montré que le ratio de compression ne devait pas dépasser une valeur de 1,4 et que l'information de parole dans les hautes fréquences doit être décalée dans une zone où la sensibilité est meilleure que 60 dB HL. Un autre paramètre à considérer est la période d'accoutumance au système. D'après Reed et al. (1983), le pattern du son généré par la diminution de fréquence est différent de la parole naturelle non déformée, il est raisonnable de supposer qu'un entraînement, ou une rééducation auditive assez longue est indispensable pour apprendre à « encoder » (à comprendre) les signaux de parole diminués en fréquence.

Baskent et Shannon (2007) ont évalué les effets combinés du décalage fréquentiel et de la compression-expansion sur la reconnaissance de la parole, en utilisant un vocoder à bandes de bruit. Cette simulation est testée sur 5 sujets normo-entendants. Les résultats montrent que lorsqu'il y a des distorsions spectrales de compression-expansion ou de décalage fréquentiel appliquées séparément, les performances sont moins bonnes que dans la condition de référence. Mais lorsque les deux dégradations spectrales sont appliquées simultanément, un effet compensatoire est observé et la diminution des performances est moins importante. Les résultats montrent que les performances sont les moins dégradées lorsqu'il y a une compression fréquentielle couplée à un décalage des fréquences vers les graves (de 3 à 5 mm vers l'apex sur le modèle simulé).

Une étude de Xiao et al (2008) a montré qu'en milieu bruyant, les systèmes à compression sans chevauchement fréquentiel sont plus stables que les systèmes avec un chevauchement fréquentiel. Les systèmes à chevauchement fréquentiel sont des systèmes pour lesquels une bande de fréquence contient une information amplifiée linéairement et une information transposée depuis une bande de fréquence supérieure. Mais globalement, la littérature présente des résultats très mitigés sur le bénéfice des systèmes à compression fréquentielle (Simpson, 2009).

L'ensemble des études passées en revue montre une amélioration du gain prothétique tonal, mais les résultats montrent surtout que le fait de donner accès à des sons de haute-fréquence, non audibles initialement par les sujets, n'engendre pas forcément de meilleures performances en compréhension.

1.2. Etat des connaissances sur la Stimulation Electrique-acoustique

Si un patient a des reliquats d'audition dans les basses fréquences et qu'il ne tire aucun bénéfice de l'appareillage acoustique, ni par les systèmes conventionnels, ni par les

systèmes à compression fréquentielle, les études récentes (Gifford et al, 2007) proposent alors la Stimulation Electrique-Acoustique (EAS) comme une nouvelle alternative pour ces patients. En 1999, Von Ilberg et al ont introduit le concept de l'EAS en montrant qu'il était possible de préserver et d'exploiter acoustiquement l'audition résiduelle d'un patient implanté cochléaire. Cette expérience chez l'humain a ensuite été reproduite notamment par Skarzynski et al (2002) et Gantz et Turner (2003) qui ont confirmé qu'il est possible de préserver l'audition après une implantation cochléaire. Von Ilberg et al (1999) ont en particulier montré que la combinaison d'une stimulation acoustique et électrique n'engendrait pas d'interférence perturbante et que le système auditif central était capable d'intégrer cette stimulation bimodale. Kiefer et al (2006) ont montré que la présence de l'électrode ne changeait pas le comportement de la membrane basilaire (à l'apex) et que les basses fréquences n'étaient pas affectées par la fixation de la membrane basilaire sur le tour basal et milieu de la cochlée.

L'EAS consiste en une stimulation bimodale du système auditif ; une aide auditive amplificatrice va stimuler les basses fréquences acoustiquement tandis que les hautes fréquences seront stimulées électriquement par un implant cochléaire inséré partiellement dans la zone non fonctionnelle de la cochlée, usuellement dans le premier tour basal, soit 18 à 20 mm d'insertion du porte-électrodes, ce qui correspond à une zone de fréquences de 700 - 1000 Hz pour l'électrode la plus apicale.

Depuis quelques années, des nouvelles techniques de chirurgie mini-invasive (Briggs et al, 2006 ; Lenarz et al, 2006), couplées à l'utilisation de nouveaux faisceaux d'électrodes permettent de minimiser le traumatisme induit par l'acte chirurgical et ainsi de ne pas détruire l'audition résiduelle, comme c'est le cas pour l'implantation cochléaire conventionnelle (James et al, 2006 ; Gantz et Turner, 2003). Pour l'EAS il est préconisé de faire une insertion partielle du porte-électrode dans la cochlée, cela suppose qu'on va préserver une partie de l'audition dans les basses fréquences. Gantz et Turner (2003) qui ont implanté 3 patients avec une profondeur d'insertion de 6 mm et 3 patients avec une profondeur d'insertion de 10 mm, constatent que l'audition est partiellement préservée chez les 6 sujets (perte de 10-15 dB) et ils constatent surtout que les scores de perception de la parole préopératoires sont inchangés après la chirurgie. Cependant une insertion partielle, bien qu'elle permette de préserver l'audition dans les basses fréquences, implique néanmoins la destruction d'une autre partie de l'audition dans les hautes fréquences. Adunka et Kiefer (2006) montrent que la sévérité du trauma intracochléaire augmente pour les insertions profondes (dès qu'on enfonce le porte-électrode au-delà du point de 1ère résistance).

Les résultats de la littérature montrent un effet synergétique de la combinaison des deux stimulations et ils précisent qu'il faut compter plusieurs mois avant que le gain en intelligibilité soit apparent (Gantz et Turner, 2003). Le fait de pouvoir utiliser l'audition résiduelle dans les basses fréquences permet aux patients de mieux apprécier la musique, d'améliorer la compréhension dans le bruit (Gantz et Turner, 2003 ; Kiefer et al, 2005 ; Dorman et al, 2005 ; Turner et al, 2004) et surtout d'offrir une sensation d'écoute plus naturelle comparée à un implant cochléaire classique.



Figure 1. Photographie de l'aide auditive Naïda

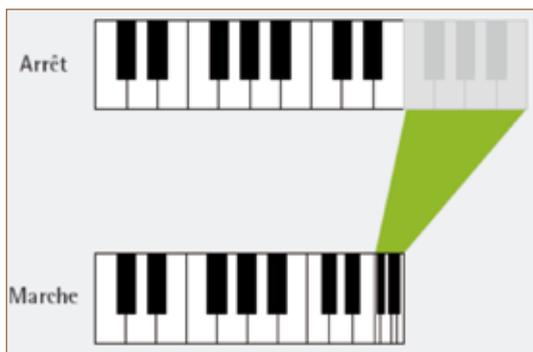


Figure 2. Schéma de principe de la compression fréquentielle du Naïda (Source Phonak).

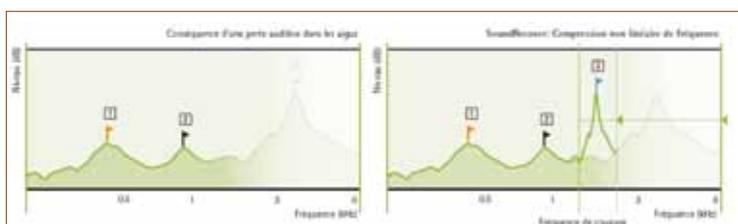


Figure 3. Représentation spectrale du traitement du signal réalisé par le Naïda (Source Phonak). A gauche, le spectre d'un signal perçu par un malentendant sans aide auditive. A droite, le spectre du même signal perçu par un malentendant appareillé avec un système à compression fréquentielle. Le spectre dans les hautes fréquences a une bande plus étroite, décalée vers les fréquences graves.

Les restes dans les basses fréquences fournissent en effet un meilleur accès aux informations de prosodie et de voisement (James et al, 2006) ainsi qu'à la fréquence fondamentale et au premier formant des sons de parole (Kiefer et al, 2005).

Gilbert et Micheyl (2005) ont étudié les fonctions d'importance de différentes bandes de fréquences et ont montré que la gamme de fréquences [100-750] Hz était la moins affectée par le bruit (compétitive babble noise) et relativement aux autres bandes, elle devient la bande la plus importante en milieu bruyant par rapport à un milieu calme. Le fait d'utiliser l'audition résiduelle pour l'EAS semble être un atout majeur pour améliorer la compréhension dans les situations bruyantes.

Toutefois l'EAS ne peut être effective que si l'audition résiduelle a été préservée et actuellement, le risque de perdre l'audition suite à l'implantation n'est pas nul puisque les études montrent que l'audition est partiellement préservée dans 70 à 90% des cas (James et al, 2006 ; Kiefer et al, 2005 ; Gstoettner et al, 2006 ; Skarzynski et al, 2006 ; Gstoettner et al, 2004 ; Kiefer et al, 2004). Actuellement, l'objectif majeur de la recherche sur l'EAS est de déterminer les paramètres qui permettent de minimiser les risques de destruction des reliquats, mais également de déterminer si un patient va être un bon candidat pour l'EAS ou si au contraire, l'EAS risque de ne lui fournir qu'un bénéfice limité. De plus en plus d'études se focalisent sur la technique chirurgicale, particulièrement sur le choix d'une insertion de l'électrode par la fenêtre ronde versus cochléostomie (Briggs et al, 2006 ; Kiefer et al, 2004) et sur la détermination de la profondeur d'insertion de l'électrode à partir des images de la cochlée avant l'implantation

(Adunka et al, 2005) ou à partir de l'équation de Greenwood (Kiefer et al, 2004).

La littérature sur l'EAS montre que certains candidats ont de bonnes performances avec l'EAS. Cela signifie que la méthode fonctionne et qu'elle est validée. Mais on constate également des échecs et tous ne sont pas expliqués. Il reste donc encore des inconnues sur l'EAS et c'est ce que nous essayons de mieux appréhender.

Une partie des échecs de l'EAS sont dus au fait que l'audition résiduelle a été détruite, tandis que pour d'autres cas l'EAS ne fournit aucun bénéfice, bien que l'audition résiduelle soit partiellement préservée après la chirurgie (Gstoettner et al, 2008 ; Kiefer et al, 2005 ; Gantz et al, 2005).

Ces différents échecs montrent donc que malgré la préservation de l'audition, l'EAS n'est pas toujours bénéfique, ceci infirme les propos de Von Ilberg et montre que tous les patients n'ont pas un système auditif central capable d'intégrer la stimulation bimodale.

1.3. Bilan sur l'état des connaissances

Que ce soit pour les systèmes amplificateurs à transposition fréquentielle ou à compression fréquentielle, ou que ce soit pour les implants EAS, nous savons que certaines techniques fonctionnent chez certains patients mais pas chez d'autres. Des échecs sont constatés et inexpliqués. Nous supposons alors qu'il existe plusieurs profils de patients. Etant donné qu'il y a des échecs de la compression fréquentielle et de l'EAS chez certaines personnes, cela signifie que le bilan n'est pas adapté avec ces systèmes.

Ces deux types de systèmes ont pour principe de réhabiliter les hautes fréquences acoustiques. Le bilan doit donc évaluer l'intelligibilité de ces hautes fréquences. Pour prédire le résultat obtenu avec ces systèmes, nous souhaitons investiguer la contribution fréquentielle dans l'intelligibilité du malentendant. Nous pourrions savoir si l'ajout des hautes fréquences apporte de l'intelligibilité. Nous pourrions également définir différents profils de patients afin de déterminer, de façon plus précise, quel appareillage est le mieux adapté à quel profil de patient.

Dans ce but, nous avons utilisé une batterie de tests audiométriques simples (suggérés par Turner, 2006) que nous réalisons avec les sujets inclus dans notre protocole de tests.

1.4. Les systèmes étudiés

1.4.1. Le système Naïda

Le système Naïda de Phonak (figure 1) est un contour numérique surpuissant qui intègre une fonction de compression non-linéaire de fréquence : le Soundrecover. La compression fréquentielle est destinée à des malentendants qui ne perçoivent plus les sons aigus. La compression fréquentielle repose sur deux principes. Le premier principe consiste à comprimer des bandes de fréquences larges dans les hautes fréquences (inaudibles par le patient) dans une bande de fréquences moins large. Le second principe consiste à ramener cette zone de fréquences comprimées depuis une zone inaudible vers une zone où le patient perçoit encore les sons. C'est-à-dire que les composantes fréquentielles des bandes comprimées seront toutes diminuées en

fréquence, par un même ratio. L'enveloppe temporelle du signal n'étant pas dégradée, le signal de sortie sera simplement perçu plus grave que le signal d'entrée.

Pour imaginer ce concept, supposons que nous jouons un morceau de musique sur un piano (**figure 2**). Si le morceau est joué dans les aigus, il ne pourra pas être perçu par le malentendant. Si ensuite le même morceau est joué une octave en dessous sur le piano (donc dans les sons plus graves), il pourra être perçu par le malentendant car les sons seront audibles pour lui. L'aspect temporel du signal sera inchangé, la mélodie restera la même, seul l'aspect fréquentiel changera puisque le « timbre » perçu sera plus grave que l'original.

Pour résumer, les bandes de basse fréquence ne sont pas comprimées jusqu'à une certaine fréquence (F_c). Au-delà de cette fréquence F_c , les bandes perçues sont des bandes comprimées et transposées vers des fréquences plus graves (**figure 3**). Toutes ces bandes sont adjacentes et ne se chevauchent pas en fréquence. La compression du spectre dans les hautes fréquences engendre ainsi une distorsion moins importante que la compression de la totalité du spectre. Ceci permet de préserver les indices importants de la parole dans les basses fréquences.

Le soundrecovery propose de choisir le ratio de compression ($[\text{largeur de la bande initiale}] / [\text{largeur de la bande comprimée}]$) ou la fréquence de démarrage de la compression. Ratio de compression et fréquence de démarrage évoluent en parallèle puisqu'ils dépendent mutuellement l'un de l'autre dans le soundrecovery.

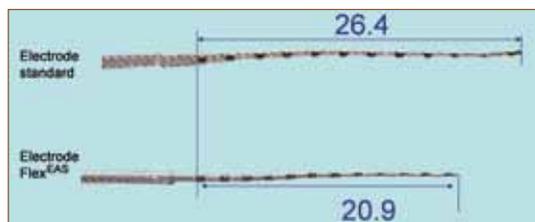


Figure 4. Photographie des portes-électrodes Med-EI standard et Med-EI FlexEAS.

1.4.2. Le système DUET de MED-EL

Le système EAS de Med-El est le seul homologué et disponible actuellement sur le marché, il intègre les technologies de l'implant cochléaire et de l'aide auditive numérique. Ce système EAS est composé d'un porte-électrodes FlexEAS et d'un processeur DUET EAS.

Le porte-électrodes FlexEAS a été spécialement conçu, de façon à protéger au mieux les structures fragiles de la cochlée contre les effets traumatiques de l'insertion du porte-électrodes, car la préservation de l'audition résiduelle dans les basses fréquences est un des facteurs clés de la réussite de l'EAS. Par conséquent, le porte-électrodes doit avoir un design qui permet de minimiser ce traumatisme. En l'occurrence, le porte-électrodes FlexEAS de Med-El mesure 24 mm, il possède 12 canaux sur 20,9 mm avec un espace inter-électrode de 1,9 mm (11 espaces \times 1,9 mm = 20,9 mm) et le diamètre de l'électrode à l'extrémité basale est de 0,8 mm. Enfin, le porte-électrodes est relié à un boîtier d'implant SONATA. A titre d'exemple, la figure

4 montre une photographie du porte-électrodes FlexEAS comparé à un porte-électrodes standard de chez Med-El.



Figure 5. Le processeur externe DUET de Med-El qui intègre une aide auditive et un processeur EAS pour la partie implant cochléaire.

Le processeur DUET EAS (**figure 5**) se présente sous la forme d'un contour d'oreille. Il combine les fonctions d'aide auditive grâce à un module acoustique qui stimule acoustiquement les basses fréquences (125 – 1500 Hz) et une fonction implant cochléaire via un module qui stimule de façon électrique les fréquences aiguës.

Le microphone du DUET va capter les sons de la même façon qu'un contour classique. Le son est ensuite numérisé puis analysé par le processeur vocal qui transmet le signal à deux circuits indépendants en parallèle (**figure 6**).

Le module acoustique est une aide auditive à trimmer dédiée à la stimulation des sons graves (125 - 1500 Hz). Le signal amplifié est transmis au conduit auditif via un embout similaire à celui d'une aide auditive conventionnelle.

Le module implant cochléaire est dédié au traitement des sons medium aigus, le signal va être divisé à travers 10 filtres passe-bande (en considérant que seules 10 électrodes sur 12 sont insérées dans la cochlée), chacun de ces filtres codant le signal d'un canal de l'implant. Comme dans l'implant cochléaire classique, pour chaque canal le signal subit une extraction d'enveloppe par une transformée de Hilbert et l'électrode correspondante stimule le nerf auditif par une impulsion électrique (pulse biphasique équilibré en

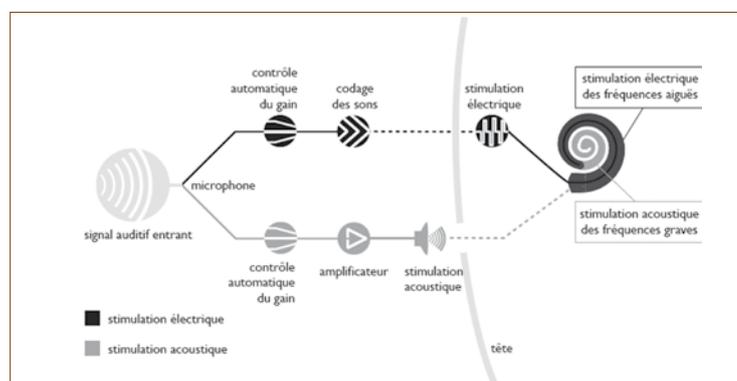


Figure 6. Synoptique du traitement du signal par l'implant EAS. Le son est capté par un microphone puis transmis à 2 circuits en parallèle, l'un amplifie les sons de basse fréquence tandis que l'autre encode les sons de haute fréquence en impulsions électriques envoyées sur les électrodes de l'implant. (Source Med-El)

charge) proportionnelle à l'enveloppe du signal. L'implant Med-El utilise une stratégie de codage CIS (Continuous Interleaved Sampling = Stimulation Intercalée en Continu), c'est-à-dire que toutes les électrodes sont stimulées, de façon séquentielle et à une cadence rapide.

2

Matériel et méthode

2.1. Population d'étude

20 sujets normo-entendants et 9 patients malentendants ont été inclus dans l'étude globale. Les 20 sujets normo-entendants étaient âgés de 18 à 30 ans, leur seuil d'audition était inférieur à 20 dB HL sur les fréquences 250 - 8000 Hz.

Les 9 malentendants qui ont participé avaient de 30 à 78 ans, avec une moyenne de 54,9 ans. Les 9 malentendants avaient une perte supérieure à 70 dB HL au-delà de 1000 Hz, le seuil moyen dans la gamme 250-710 Hz est de 51 dB HL pour les patients Naïda et 68 dB HL pour les patients EAS ; le seuil moyen dans la gamme 1000-4000 Hz est de 95 dB HL pour les patients Naïda et 111 dB HL pour les patients EAS. Quatre ont été implantés EAS (3 oreilles droites + 1 oreille gauche) et cinq ont été appareillés avec le système Naïda (8 oreilles = 4 oreilles droites + 4 oreilles gauches). Le patient Naïda n°3 est implanté cochléaire, pour ce patient le Naïda est une aide à l'implant. Un des patients implantés EAS a eu une surdité brusque, tous les autres patients ont eu une surdité évolutive.

2.2. Matériel phonétique et matériel de test

Le matériel phonétique utilisé est une série de 40 listes de mots dissyllabiques de Fournier numérisées (40 listes de 10 mots), prononcés par une voix masculine. Des études de Cutler et al (1983 et 1989) ont montré que les francophones utilisent une stratégie de compréhension basée sur la segmentation des mots en syllabes contrairement aux anglophones qui segmenteraient plutôt en phonèmes. Par conséquent nous avons choisi d'utiliser des mots dissyllabiques pour notre test.

Nous utilisons des mots dissyllabiques, c'est pourquoi l'unité de comptage considérée est le nombre de syllabes correctement répétées. Usuellement, l'unité de comptage du test de Fournier est le nombre de mots correctement répétés mais nous avons choisi ici de compter en syllabes afin d'avoir une meilleure précision. Nous avons également fait ce choix, car dans les situations où la parole est très dégradée, les scores avoisinent le 0% de reconnaissance des mots, alors que le nombre de syllabes répétées n'est pas négligeable. Chaque liste contient 10 mots dissyllabiques, donc chaque syllabe juste vaut 5% de reconnaissance.

Les différentes situations testées étaient des signaux filtrés en passe-bas à des fréquences de coupures de 250 Hz ; 353 Hz ; 500 Hz ; 707 Hz ; 1000 Hz ; 1414 Hz ; 2000 Hz, ainsi qu'une situation où nous diffusons le signal naturel, non filtré.

Tous les filtrages de nos signaux ont été réalisés avec le logiciel Cool Edit Pro (Adobe Audition) grâce à la fonction « filtre FFT ». Les paramètres des filtres que nous avons

choisis étaient des coefficients de 100% dans la bande passante et 0% dans la bande atténuée. 0% correspondant à une atténuation de plus de 70 dB. Toutes les pistes audio ont été gravées sur CD. Nous avons choisi de créer 1 CD pour chaque fréquence de coupure. Nous diffusons ensuite le CD sur le lecteur qui est relié à l'audiomètre, et toutes les stimulations sont diffusées au casque.

2.3. Déroulement et description des tests

2.3.1. Valeurs normatives

La première partie de l'étude a consisté à étudier chez le normo-entendant, la contribution des basses fréquences dans le signal de parole. Des signaux de parole ont été traités par des filtres passe-bas à différentes fréquences de coupure, ceci afin d'établir, chez le normo-entendant, un modèle « pourcentage de reconnaissance des syllabes en fonction de la fréquence de coupure du signal de parole ». Cette étape nous a permis d'obtenir des valeurs normatives pour notre modèle, par rapport à la langue et aux listes de mots que nous avons utilisées.

Cette pré-étude a été réalisée sur notre population de 20 sujets normo-entendants, sur l'oreille droite uniquement, sans entraînement au test. Une étude de Gilbert et al (2003) sur les fonctions d'importance fréquentielle a montré que, chez le normo-entendant, il n'apparaissait pas de différence de perception entre oreille droite et oreille gauche.

Pour chaque fréquence de coupure (chaque CD), les intensités de stimulations sont 10 ; 20 ; 30 ; 40 ; 50 ; 60 ; 70 ; 80 dB SPL du signal original avant filtrage, les pistes filtrées sont donc moins énergétiques que ce qui est affiché sur l'appareil. Toutes les pistes sont diffusées dans un ordre aléatoire, mais l'ordre de passation est le même, à savoir d'abord signal non filtré, puis signal de plus en plus filtré passe-bas, pour des intensités de plus en plus fortes.

2.3.2. Evaluation chez les patients

La seconde partie de l'étude a consisté à réaliser les tests chez les malentendants. Avant l'appareillage, chaque malentendant a été soumis à une audiométrie tonale, par $\frac{1}{2}$ octave entre 250 et 6000 Hz (entre 250 et 4000 Hz pour les patients implantés EAS). Nous avons recherché son seuil de perception et son seuil subjectif d'inconfort, afin d'évaluer son champ auditif résiduel. Ensuite le patient est soumis à une audiométrie vocale avec les listes de Fournier à différentes intensités, à 70 ; 80 ; 90 ; 100 dB SPL, en établissant un score sur 2 listes = 20 mots, soit 40 syllabes. Enfin, nous nous plaçons à l'intensité jugée la plus confortable pour le patient, pour le signal d'origine (généralement entre 90 et 100 dB SPL) et nous restons au même niveau pour reproduire l'audiométrie avec les listes de Fournier filtrées, avec les mêmes stimulations utilisées dans la première partie de l'étude, chez les normo-entendants. Nous conservons ainsi la même amplification par l'audiomètre en changeant seulement la fréquence de coupure. Afin d'avoir des scores plus précis, nous diffusons là encore 2 listes pour chaque situation filtrée, ce qui nous laisse une précision de comptage de 2,5 %. Toutes les listes ont été diffusées aléatoirement et l'ordre de passation du test reste le même quel que soit le patient, à savoir d'abord signal non filtré, puis signal

de plus en plus filtré passe-bas. L'oreille droite et oreille gauche sont testées séparément et par ordre de passation aléatoire. L'évaluation de l'apport fourni par l'appareillage a consisté en une mesure du gain prothétique tonal et du gain prothétique vocal, à J3 semaines (3 semaines après la pose de l'appareil) pour les patients appareillés avec le Naïda et à J3 mois (3 mois après l'activation de l'appareil) pour les patients implantés EAS. Les implantés EAS ont eu besoin de plus de temps pour intégrer la stimulation bimodale (électrique et acoustique). Nous avons considéré que ces délais étaient convenables pour que les patients soient un minimum habitués à la sensation sonore fournie par leur nouvel appareil.

Nous avons ensuite recherché s'il existe une relation entre les performances à l'audiométrie vocale filtrée et le gain prothétique vocal pour tenter de répondre à la problématique « quel type d'appareillage est le mieux adapté à quel profil de patient ? ».

Si notre test d'audiométrie vocale filtrée montre qu'il peut prédire le bénéfice de la compression fréquentielle et de l'implant EAS, nous pourrions l'utiliser dans un but pronostique dans le bilan, afin de mieux redéfinir les indications d'appareillage avec ces deux systèmes.

3 Résultats

3.1. Intelligibilité en fonction de la bande-passante, chez le normo-entendant

Les résultats figure 7a obtenus chez 20 normo-entendants représentent l'évolution du pourcentage de reconnaissance des syllabes en fonction de l'intensité de diffusion, pour les différentes fréquences de coupures passe-bas (Fc). Pour chaque Fc, nous constatons le même genre de courbe de type sigmoïde ; le score augmente progressivement jusqu'à un niveau d'intensité pour lequel il sature (généralement 40 dB SPL). Plus la bande passante augmente vers les fréquences aiguës, plus le score de saturation se rapproche de 100% de compréhension.

A partir de cette série de courbes, nous avons calculé le pourcentage de reconnaissance optimale des syllabes en fonction de la fréquence de coupure du filtre passe-bas (figure 7b) en considérant la moyenne des scores aux intensités 40 et 50 dB SPL. Les résultats obtenus et décrits figure 7b, montrent une évolution quasi-linéaire de l'intelligibilité en fonction du logarithme de la fréquence de coupure du signal de 353 à 2000 Hz. Une analyse par régression linéaire, nous confirme statistiquement cette évolution rectiligne ($N = 6$ de 353 à 2000 Hz ; $R^2 = 0,99$; $p < 0,0001$) ; l'intelligibilité plateau augmente de 35% par octave. D'après notre modèle par extrapolation, le 0% est obtenu pour une fréquence de passe-bas de 290 Hz, le 100% pour 2080 Hz.

3.2. Intelligibilité chez le malentendant

Nous avons évalué les performances après appareillage chez 9 patients, cinq ont un système Naïda et quatre ont un implant EAS.

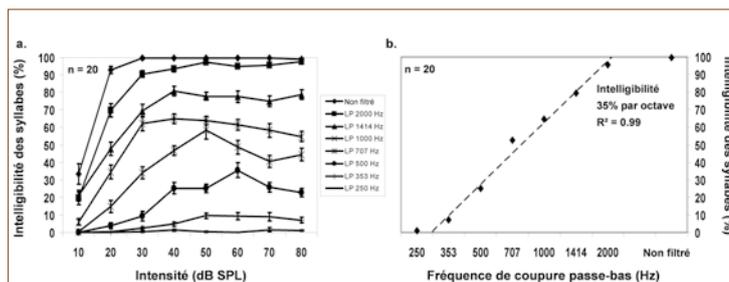


Figure 7a. Pourcentage de reconnaissance des syllabes en fonction de l'intensité de diffusion pour différentes fréquences de coupures du passe-bas. Valeurs moyennes et erreurs standard obtenues chez 20 sujets normo-entendants. Les différentes courbes correspondent aux différentes fréquences de coupure testées.

Figure 7b. Modèle « intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure ». D'après la moyenne des résultats ($N = 20$ sujets normo-entendants) recueillis aux intensités 40 et 50 dB SPL. La pente est de 35% par octave. La courbe bleue ■ en traits pleins représente notre modèle, la courbe noire en traits pointillés représente la droite de régression linéaire établie à partir des valeurs de notre modèle entre les fréquences de coupures 353 et 2000 Hz.

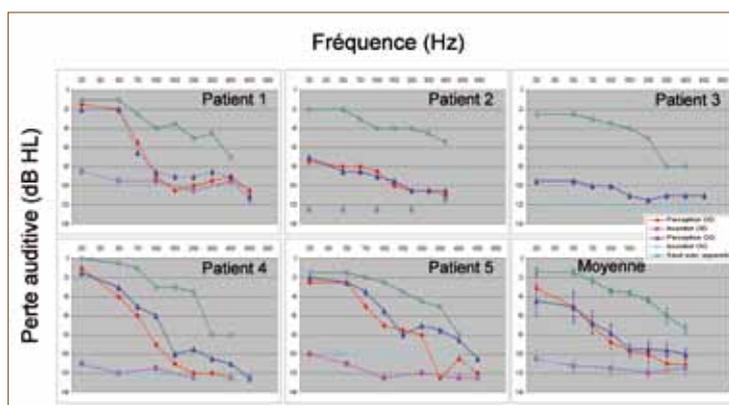


Figure 8. Audiogrammes tonales des patients appareillés Naïda – seuils de perception et d'inconfort au casque et seuil de perception oreilles appareillées, en champ libre. Une courbe en pointillés signifie que l'oreille testée n'a pas été appareillée. Le graphe en bas à droite représente la moyenne des audiogrammes des 5 patients testés, la barre d'erreur correspond à l'erreur standard.

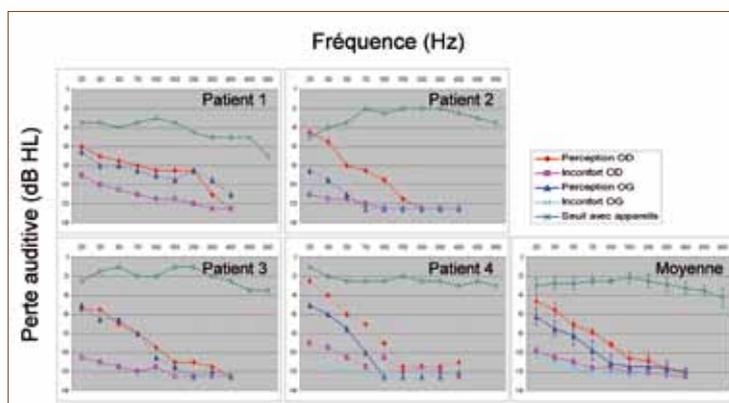


Fig. 9. Audiogrammes tonales des patients implantés EAS – seuils de perception et d'inconfort au casque et seuil de perception oreilles appareillées, en champ libre. Une courbe en pointillés signifie que l'oreille testée n'a pas été appareillée. Le graphe en bas à droite représente la moyenne des audiogrammes des 4 patients testés, la barre d'erreur correspond à l'erreur standard.

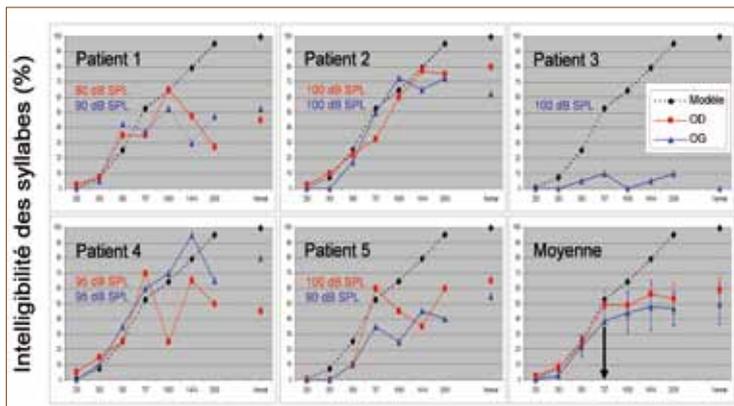


Figure 10. Intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure chez les patients appareillés en Naïda, avec les listes de Fournier non filtrées (point à l'extrême droite) et filtrées en passe-bas. La courbe noire en pointillés représente le modèle que nous avons établi chez le normo-entendant, dans notre pré-étude. Les chiffres en rouge et bleu indiquent, pour chaque patient, l'intensité de diffusion dans l'oreille droite et dans l'oreille gauche. Une courbe en pointillés signifie que l'oreille testée n'a pas été appareillée. Le graphe en bas à droite représente les résultats moyens des 5 patients testés, la barre d'erreur correspond à l'erreur standard. La flèche noire indique la fréquence au-delà de laquelle nous observons la saturation d'intelligibilité.

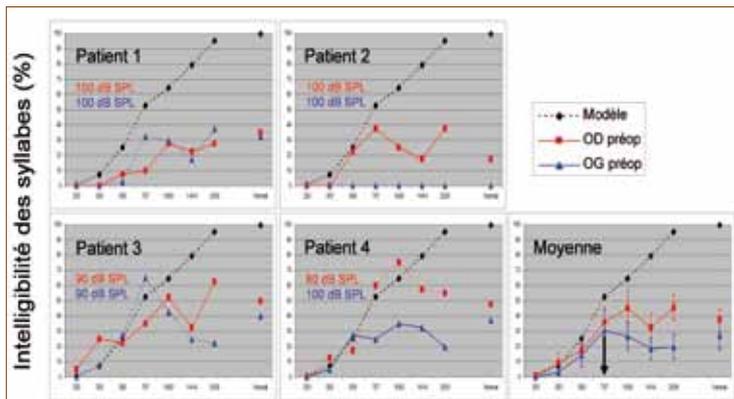


Fig. 11. Intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure chez les patients implantés EAS, avec les listes de Fournier non filtrées (point à l'extrême droite) et filtrées en passe-bas. La courbe noire en pointillés représente le modèle que nous avons établi chez le normo-entendant, dans notre pré-étude. Les chiffres en rouge et bleu indiquent, pour chaque patient, l'intensité de diffusion dans l'oreille droite et dans l'oreille gauche. Une courbe en pointillés signifie que l'oreille testée n'a pas été appareillée. Le graphe en bas à droite représente les résultats moyens des 4 patients testés, la barre d'erreur correspond à l'erreur standard. La flèche noire indique la fréquence au-delà de laquelle nous observons la saturation d'intelligibilité.

Les graphes, **figures 8 à 13**, représentent les performances individuelles et moyennes :

- à l'audiométrie tonale, seuil de perception (oreille droite = rouge, oreille gauche = bleu), seuil d'inconfort (oreille droite = rose, oreille gauche = bleu ciel) et gain prothétique (vert), pour les patients Naïda et pour les implantés EAS ;
- à l'audiométrie vocale au casque à l'aide de nos listes filtrées (oreille droite = rouge, oreille gauche = bleu, notre modèle = noir), pour les patients Naïda et pour les implantés EAS ;
- à l'audiométrie vocale en champ libre, oreilles nues (orange) vs oreilles appareillées (vert), pour les patients Naïda et pour les implantés EAS.

Pour tous ces graphiques, une courbe en pointillés signifie que l'oreille testée n'a pas été appareillée. Tous les graphiques dans l'angle en bas à droite, représentent la moyenne des résultats obtenus, la barre d'erreur représente l'erreur standard. Pour les patients implantés EAS, les audiométries effectuées au casque et oreilles nues ont été mesurées avant l'implantation. On rappelle que le patient 3 appareillé avec un Naïda porte un implant cochléaire de l'autre côté ; pour ce patient, le Naïda représente une aide à l'implant cochléaire.

*** Les performances obtenues à l'audiométrie tonale (figures 8 et 9)**

Chez les patients EAS, la perception des différents sons semble équilibrée et les seuils de perception moyens sont situés entre 20 et 40 dB HL et ce jusqu'à des fréquences de 8000 Hz, alors que chez les patients appareillés en Naïda, malgré la puissance de l'appareil et la compression fréquentielle, les patients perçoivent toujours difficilement les sons de haute fréquence.

*** Les performances obtenues à l'audiométrie vocale filtrée**

Les **figures 10 et 11** représentent les courbes « intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure ». Nous constatons d'après les différents graphes que, à l'exception du patient Naïda 4, oreille gauche, tous les malentendants que nous avons appareillés ont une courbe qui sature en intelligibilité lorsque la fréquence de coupure augmente, les informations de haute fréquence n'améliorent pas l'intelligibilité de ces patients. La saturation d'intelligibilité (indiquée par la flèche noire dans le graphe en bas à droite des figures 10 et 11) se produit à la fréquence de coupure de 707 Hz.

*** Les performances obtenues à l'audiométrie vocale en champ libre**

Les performances de compréhension semblent meilleures avec le système Naïda qu'avec le système EAS mais ceci mérite d'être discuté. Si nous regardons les résultats des figures 8 et 9, les patients appareillés en EAS perçoivent mieux les sons de haute fréquence que les patients appareillés en Naïda. D'après les audiométries tonales avec appareils, on pourrait supposer que les patients EAS ont une meilleure compréhension que les patients qui utilisent la compression de fréquences et les résultats montrent que ce n'est pas le cas (**cf figures 12 et 13**).

4 Discussion

4.1. Intelligibilité en fonction de la bande-passante, chez le normo-entendant

La courbe d'intelligibilité en fonction de la fréquence de coupure est en réalité une sigmoïde qui varie de 0 à 100% avec une partie linéaire comprise entre 353 et 2000 Hz. Sur cette partie l'intelligibilité progresse de 35% par octave (régression linéaire : $p < 10^{-3}$; $R^2 = 99\%$; $N = 20$). Cela est cohérent avec l'étude publiée par French et Steinberg (1947), travaux qui avaient été financés par une société de télécommunication, et qui indiquaient l'évolution de l'intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure passe-bas par une sigmoïde.

Le modèle linéaire sur la zone 353-2000 Hz, nous permet d'établir une base de référence pour situer les résultats des malentendants par rapport à ceux des normo-entendants. Nos témoins ont été testés dans l'oreille droite uniquement et sans entraînement au test ; les résultats que nous avons obtenus sont probablement sous estimés dans la mesure où il n'y a pas eu d'apprentissage des listes. Il se peut également que les résultats soient légèrement différents avec un test sur l'oreille gauche.

4.2. Apport des appareils

Les deux systèmes testés nécessitent un gros travail de rééducation auditive, particulièrement l'implant EAS. Les performances obtenues avec le Naïda apparaissent prometteuses, même si individuellement, un patient (patient 1) comprend moins bien oreilles appareillées qu'oreilles nues. Pour ce patient, il s'agit d'un premier appareillage, sa surdité date d'une quinzaine d'années et c'est celui qui éprouve le plus de difficultés à comprendre avec son appareil. Cette observation laisse à penser que les patients qui ont eu de longues durées de surdité sont probablement habitués à n'utiliser que leurs graves pour comprendre. Pour ces patients qui sont habitués à ne pas utiliser les hautes fréquences, il sera sans doute difficile d'exploiter les sons aigus si on tente de les restituer. Le patient Naïda n°2 est celui qui a la surdité la plus ancienne mais ses aigus ont pratiquement toujours été stimulés avec ses précédents appareillages, on peut donc penser qu'il accepte mieux la restitution des hautes fréquences malgré la longue durée de privation auditive. Quant aux patients n° 3 et 4, nous ne connaissons pas leur durée de privation, mais ce sont des patients qui étaient déjà appareillés auparavant depuis plusieurs années et qui semblent avoir le même profil que le patient n°2. L'avantage incontournable de la compression fréquentielle reste toutefois la réduction du larsen, du fait que le message fréquentiel de sortie de l'appareil est différent du message d'entrée. Cela nous permet de délivrer des puissances beaucoup plus importantes, là où les appareils à amplification conventionnelle atteignent leur limite de gain critique, ce qui est souvent le cas pour le type de surdité que nous avons appareillé. L'inconvénient de ces systèmes sera sans doute la difficulté à renouveler l'appareillage. Lorsque l'appareil arrivera en fin de vie, le malentendant aura été habitué pendant les 5 à 8 années de port de l'appareil, à entendre un son qui présentait en quelque sorte des « distorsions », et dans l'idéal il faudra que l'appareil qui succède présente les mêmes distorsions pour que le patient accepte le nouveau son. Une ouverture de cette étude serait de comparer les situations « amplification sans compression » versus « amplification avec compression », ce qui permettrait de confirmer le bénéfice de la compression fréquentielle.

Globalement, les résultats avec l'implant EAS sont plutôt positifs. Pour le patient 2, la compréhension à J3 mois ne dépasse pas les 30%, mais pour les 3 autres patients implantés EAS, les résultats sont déjà très encourageants. Les patients implantés EAS 1 et 2 sont ceux qui ont les plus longues durées de privation auditive (18 et 19 ans de privation) et ce sont ceux qui ont les moins bonnes performances à l'audiométrie vocale avec l'appareillage. Tout comme le patient Naïda n°1, ces patients qui ont une longue durée de

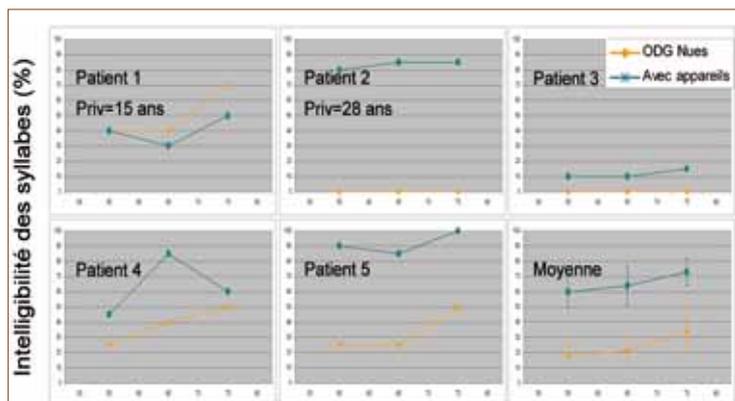


Figure 12. Audiométrie vocale en champ libre, oreilles nues et oreilles appareillées avec un Naïda. Le graphe en bas à droite représente la moyenne des audiométries vocales des 5 patients testés, la barre d'erreur correspond à l'erreur standard, les patients comprennent significativement mieux avec les appareils (test *t* par population, $p < 0.05$). La durée de privation de l'oreille (ou des oreilles) appareillée(s) est indiquée lorsque nous la connaissons.

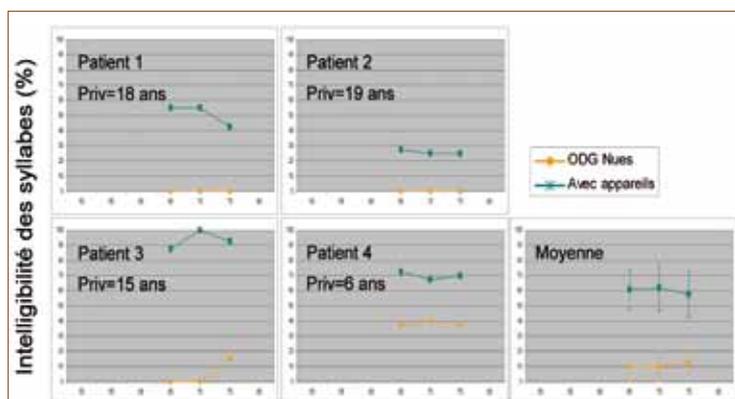


Figure 13. Audiométrie vocale en champ libre, oreilles nues et oreilles appareillées avec un implant EAS. Le graphe en bas à droite représente la moyenne des audiométries vocales des 4 patients testés, la barre d'erreur correspond à l'erreur standard, les patients comprennent significativement mieux avec leur implant (test *t* par population, $p < 0.05$). Pour chaque patient, nous indiquons la durée de privation de l'oreille appareillée.

surdité, acceptent difficilement la restitution des informations haute fréquence par l'implant.

Les patients implantés ont de meilleurs seuils en audiométrie tonale avec le système EAS et ils ont accès à plus d'informations dans les hautes fréquences que les patients appareillés en Naïda, mais leur compréhension est moins bonne. Nous pouvons l'expliquer d'une part parce que les patients implantés EAS ont des surdités plus importantes au départ et d'autre part parce qu'il faut sans doute une rééducation plus longue pour intégrer la sensation auditive fournie par la stimulation bimodale.

La variabilité des résultats avec ces systèmes est sans doute la conséquence de critères de sélection inadaptés ou mal définis avec les moyens disponibles. Il est possible que les tests actuels d'audiométrie tonale et vocale atteignent leurs limites. Si nous regardons les résultats du test de vocale filtrée, tous les malentendants testés dans le protocole d'évaluation ont une courbe qui sature en intelligibilité lorsque la fréquence de coupure augmente. Cela signifie

qu'aucun n'utilise ses hautes fréquences pour comprendre. A priori nous pensons que les hautes fréquences peuvent leur être restituées soit par la partie implant cochléaire de l'EAS, soit par la compression fréquentielle. Toutefois, si la surdité est trop ancienne, ces systèmes risquent de ne pas être aussi efficaces qu'on pourrait l'espérer, les patients étant habitués depuis plusieurs années à ne comprendre qu'avec leurs graves. Les résultats du test de vocale filtrée montrent même que certains patients comprennent parfois mieux la parole filtrée que non filtrée (patient Naïda 1 OD, patient Naïda 4 OD, patient EAS 2 OD et patient EAS 4 OD). Dans ce cas de figure, l'audiométrie vocale classique sous-évalue les performances du patient, c'est donc qu'elle n'explore pas suffisamment ses capacités à utiliser les basses fréquences. Le test d'audiométrie vocale filtrée que nous avons utilisé permet ainsi de mieux explorer la contribution des basses fréquences chez le malentendant et de voir si il utilise encore ses hautes fréquences pour comprendre.

5

Conclusion

Le test d'audiométrie vocale filtrée que nous avons mis en oeuvre peut être un outil utile pour explorer de façon plus précise l'utilisation ou non des hautes fréquences chez le malentendant. Il pourra être utilisé par la suite dans le but de réaliser un bilan pronostique afin de déterminer « quel système est le mieux adapté à quel profil de patient ». Cependant, nos résultats montrent que la réussite de l'appareillage ne dépend pas seulement de la technologie utilisée, mais elle dépend sans doute également de facteurs propres au patient, en particulier la durée de privation auditive.

Dans notre étude, le Naïda a été évalué sur 5 patients et l'implant EAS a été évalué sur 4 patients, notre effectif est faible pour pouvoir tirer des conclusions définitives avec nos résultats. Un échantillon plus grand et une analyse de l'effet de la durée de privation permettraient de confirmer si, effectivement, l'ancienneté de la surdité modifie les performances avec l'EAS et avec la compression fréquentielle.

Dans notre étude, nous avons constaté que les patients comprenaient en général mieux avec le Naïda ; il faudrait maintenant quantifier la part d'amélioration due à l'amplification et celle due à la compression de fréquences, pour être moins dépendant de l'échantillon.

Les aides auditives à compression non-linéaire de fréquence et l'implant électrique-acoustique ont un avenir très prometteur pour l'appareillage des surdités supérieures à 70 dB au-delà de 1000 Hz. Pour les utiliser de manière optimale, il est nécessaire de bien définir les indications d'appareillage afin d'exploiter leur potentiel au maximum.

6

Bibliographie

Adunka O. and Kiefer J., "Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma", *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 135(3) (Sep 2006), pp., 374-382.

Adunka O., Unkelbach M.H., Mack M.G., Radeloff A., Gstoettner W., "Predicting basal cochlear length for electric-acoustic stimulation", *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, vol. 131 (June 2005), pp. 488-492.

Baskent D. and Shannon R.V., "Combined effects of frequency compression-expansion and shift on speech recognition", *Ear Hear.*, 28(3) (2007), pp. 277-289.

Briggs R.J.S., Tykocinski M., Xu J., Risi F., Svehla M., Cowan R., Stöver T., Erfurt P., Lenarz T., "Comparison of Round Window and Cochleosotomy Approaches with a Prototype Hearing Preservation Electrode". *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1) (2006), pp. 42-48.

Ching T.Y.C., Dillon. H., Byrne D., "Speech recognition of hearing-impaired listeners: predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification", *J. Acous. Soc. Am.*, 103(2) (Feb 1998), pp. 1128-1140.

Cutler A., Mehler J., Norris D., Segui J., "A language-specific comprehension strategy", *Nature*, 304(5922) (1983 Jul 14-20), pp. 159-160.

Cutler A., Mehler J., Norris D., Segui J., "Limits on bilingualism", *Nature*, 340(6230) (1989 Jul 20), pp.229-230.

Dorman M.F., Spahr A.J., Loizou P.L., Dana C.J., Schmidt J.S., "Acoustic simulations of combined electric and acoustic hearing (EAS)", *Ear. Hear.*, 26(4) (Aug 2005), pp. 371-380.

French N.R., Steinberg J.C., "Factors governing the intelligibility of speech sounds", *J. Acous. Soc. Am.*, 19(1) (Jan 1947), pp. 90-119.

Gantz B.J. and Turner C.W., "Combining acoustic and electrical hearing," *Laryngoscope*, vol. 113 (Oct 2003), pp. 1726-1730.

Gantz B.J., Turner C., Gfeller K.E., Lowder M.W., "Preservation of hearing in cochlear implant surgery : advantages of combined electrical and acoustical speech processing", *Laryngoscope*, 115(5) (May 2005), pp. 796-802.

Gifford R.H., Dorman M., Spahr A.J., McKarns S.A., "Effect of digital frequency compression (DFC) on speech recognition in candidates for combined electric and acoustic stimulation (EAS)", *J. Speech Lang. Hear. Res.*, 50(5) (2007), pp. 1194-1202.

Gilbert G., "Fonctions d'importance fréquentielle pour la reconnaissance de la parole : application et amélioration d'une approche corrélationnelle", thèse présentée le 15/12/2003, Université Claude BERNARD – LYON 1.

Gilbert G., Micheyl C., "Influence of competing multi-talker babble on frequency-importance functions for speech measured using a correlational approach", *Acta Acustica united with Acustica*, 91 (2005), pp. 145-154.

Gstoettner W.K., Helbig S., Maier N., Kiefer J., Radeloff A., Adunka O.F., "Ipsilateral electric acoustic stimulation of the auditory system: results of long-term hearing preservation," *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1) (2006), pp. 49-56.

Gstoettner W., Van De Heyning P., Fitzgerald O'Connor A., Morera C., Sainz M., Vermeire K., McDonald S., Cavallé L., Helbig S., Valdecasas J.G., Anderson I., Adunka O., "Electric acoustic stimulation of the auditory system : results of a multi-centre investigation", *Acta Otolaryngol.*, 128(9) (Sep 2008), pp. 968-975.

Gstoettner W., Kiefer J., Baumgartner W.D., Pok S., Peters S., Adunka O., "Hearing preservation in cochlear implantation for electric acoustic stimulation," *Acta Otolaryngol.*, vol. 124 (2004), pp. 348-352.

Von Ilberg C., Kiefer J., Tillein J., Pfenningdorff T., Hartmann R., Stürzebecher E., Klinke R., "Electric-Acoustic Stimulation of the Auditory System" *ORL*, vol. 61 (1999), pp. 334-340.

James C., Fraysse B., Deguine O., Lenarz T., Mawman D., Ramos A., Ramsden R., Sterkers O., "Combined Electroacoustic Stimulation in Conventional Candidates for Cochlear Implantation," *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1) (2006), pp. 57-62.

Joseon H.A.L., Asano F., Suzuki Y., Sone T., "Adaptive feedback cancellation with frequency compression hearing aids", *J. Acous. Soc. Am.*, 94(6) (Dec 1993), pp. 3248-3254.

Kiefer J., Böhnke F., Adunka O., Arnold W., "Representation of acoustic signals in the human cochlea in presence of a cochlear implant electrode", *Hear. Res.*, 221(1-2) (Nov 2006), pp. 36-43.

Kiefer J., Gstoettner W., Baumgartner W., Pok S.M., Tillein J., Ye Q., Von Ilberg C., "Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation," *Acta Otolaryngol.*, vol. 124 (2004), pp. 272-280.

Kiefer J., Pok M., Adunka O., Stürzebecher E., Baumgartner W., Schmidt M., Tillein J., Ye Q., Gstoettner W., "Combined electric and acoustic stimulation of the auditory system : results of a clinical study", *Audiol. Neurotol.*, 10(3) (May-Jun 2005), pp. 134-144.

Lenarz T., Stover T., Buechner A., Paasche G., Briggs R., Risi F., Pesch J., Battmer R.D., "Temporal Bone Results and Hearing Preservation with a New Straight Electrode", *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1) (2006), pp. 34-41.

McDermott H.J., Lech M., Kornblum M.S., Irvine D.R.F., "Loudness perception and frequency discrimination in subjects with steeply sloping hearing loss: possible correlates of neural plasticity", *J. Acous. Soc. Am.*, 104(4) (Oct 1998), pp. 2314-2325.

Reed C.M., Hicks B.L., Braida L.D., Durlach N.I., "Discrimination of speech processed by low-pass filtering and pitch-invariant frequency lowering", *J. Acous. Soc. Am.*, 74(2) (August 1983), pp. 409-419.

Simpson A., "Frequency-lowering devices for managing high-frequency hearing loss: a review", *Trends Amplif.*, 13(2) (June 2009), pp. 87-106.

Skarzynski H., Lorens A., D'Haese P., Walkowiak A., Piotrowska A., Sliwa L., Anderson I., "Preservation of residual hearing in children and post-lingually deafened adults after cochlear implantation : an initial study", *ORL* 64(4) (Jul Aug 2002), pp. 247-253.

Skarzynski H., Lorens A., Piotrowska A., Anderson I., "Partial deafness

cochlear implantation provides benefit to a new population of individuals with hearing loss," *Acta Otolaryngol.*, vol. 126 (2006), pp.934-940.

Thai-Van H., Michey C., Moore C.J., Collet L., "Enhanced frequency discrimination near the hearing loss cut-off: a consequence of central auditory plasticity induced by cochlear damage?", *Brain*, 126 (2003), pp.2235-2245.

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*, 125 (2002), pp.524-537.

Turner C.W., "Hearing loss and the limits of amplification", *Audiol. Neurotol.*, 11(suppl1) (2006), pp. 2-5.

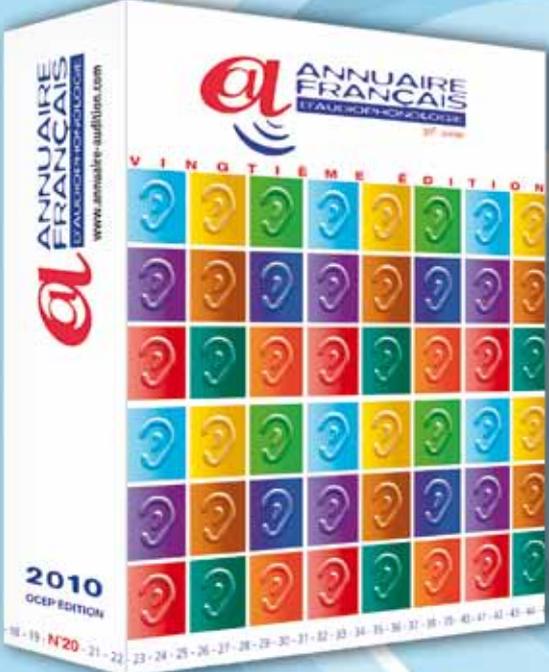
Turner C.W., Gantz B.J., Vidal C., Behrens A., Henry B.A., "Speech recognition in noise for cochlear implant listeners : benefits of residual acoustic hearing", *J. Acous. Soc. Am.*, 115(4) (Apr 2004), pp. 1729-1735.

Turner C.W. and Hurtig R.R., "Proportional frequency compression of speech for listeners with sensorineural hearing loss", *J. Acous. Soc. Am.*, 106(2) (August 1999), pp. 877-886.

Vickers D.A., Moore B.C.J., Baer T., "Effect of low-pass filtering on the intelligibility of speech in quiet for people with and without dead regions at high frequencies", *J. Acous. Soc. Am.*, 110(2) (Aug 2001), pp. 1164-1175.

Xiao X., Hu G., Liu C., Liu J., "Improving speech intelligibility of severely hearing-impaired people by frequency-lowering technique", *Scientific Research and Essay*, 3(6) (June 2008), pp. 259-266.

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



Sommaire

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

À renvoyer à : OCEP édition, 27-31 rue Gabriel Péri 64220 Charbon-les-Ponts
E-mail :

Norme/Région sociale : Ville :

Code postal :

Adressé : Désire 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

www.annuaire-audition.com
OCEP édition - renseignements et publicité : 01 43 53 33 33

CDA

Dépistage néonatal systématique de la surdité : un projet pour la Lorraine

Myliène Sipp 12 clos Hinzelin - 54000 NANCY - mimolette17@hotmail.com

Romain Decolin 5, rue des Etats - 54000 Nancy - r.decolin@yahoo.fr

Résumé

Notre travail de mémoire s'est inscrit dans une démarche de mise en place d'un programme de dépistage de la surdité en Lorraine. Le Professeur Claude SIMON, chef du Service O.R.L. du C.H.U. de Nancy, et le Dr. Cécile PARIETTI, médecin O.R.L., sont à l'origine de ce projet.

Afin de mieux appréhender le sujet, il nous a d'abord été nécessaire d'étudier d'autres modèles de dépistage. C'est pourquoi nous nous sommes intéressés aux programmes mis en place aux Etats-Unis, en Belgique et en Suisse. Pour mieux élaborer notre projet à l'échelle nationale, nous avons étudié les protocoles régionaux en place en France, comme ceux de Champagne-Ardenne, d'Alsace et de Haute Normandie.

Après ce travail bibliographique, nous avons été confrontés à un réel manque de données concernant la Lorraine et le dépistage de la surdité. Il a donc été nécessaire de faire un premier bilan de l'état des lieux du/des dépistages en Lorraine. Ce travail de plusieurs mois nous a permis de rencontrer les professionnels concernés en maternité (pédiatres, sages femmes, médecins O.R.L.) mais également en cabinets libéraux (pédiatres). Il a alors été possible de réaliser une vue d'ensemble des dépistages en cours, dans la mesure où plusieurs initiatives locales étaient déjà en place lors de notre enquête.

Lors de ce travail de prospection, nous avons également été amenés à rencontrer les responsables de l'ALDPHE à plusieurs reprises. Il était, en effet, indispensable de prévoir et d'imaginer une structure qui aurait à charge l'analyse des résultats du dépistage. L'association étant responsable du recueil des cartons Guthrie de dépistage métabolique, il paraissait intéressant de trouver un accord avec eux pour regrouper les données du dépistage néonatal de la surdité avec ce réseau déjà existant. Ceci nous a permis d'entamer la phase principale du projet.

Cette étape de notre travail consistait à proposer un protocole concret du dépistage néonatal systématique de la surdité et du traitement et suivi des données pour la Lorraine. Nous avons étudié les points positifs des autres programmes, mais également les obstacles à ce dépistage. Une évaluation du nombre d'enfants à tester, mais également du matériel, a pu être réalisée ; le tout aboutissant à un schéma de protocole du dépistage incluant le suivi des données.

1 Introduction

Aujourd'hui, face à un réel retard des diagnostics de surdités congénitales, seule la solution du dépistage systématique offre une réponse satisfaisante. L'un des critères à remplir pour qu'une pathologie intègre un programme de dépistage repose sur son impact sanitaire et économique. Or, il apparaît qu'en l'absence de dépistage de la surdité, le diagnostic est parfois retardé de plusieurs années (12 à 36 mois, voire plus), et ce, selon le degré de la surdité. Les répercussions d'un tel retard de diagnostic, et donc de prise en charge, concernent : le développement du langage, de la parole, de l'articulation.

Pour pouvoir diagnostiquer précocement, il faut dépister précocement. La surdité bilatérale supérieure à 40 dB est une pathologie dont la fréquence est estimée de 1 à 3‰ naissances. D'autres maladies d'ordre métabolique sont actuellement dépistées bien que leur fréquence soit inférieure à celle de la surdité, comme l'hypothyroïdie, l'hémoglobinoopathie, la phénylcétonurie, l'hyperplasie surrénale... Il est également nécessaire de généraliser ce dépistage, car près d'une surdité congénitale sur deux échappe au dépistage ciblé.

Aujourd'hui, le dépistage néonatal systématique de la surdité est rendu possible par plusieurs tests dont les OEA (Oto-Emissions Acoustiques) et les PEA (Potentiels Evoqués Auditifs). Ces deux méthodes de test sont les principales engagées dans le dépistage de la surdité, en France, en Europe et dans le monde.

Actuellement, les avancées techniques de ces dernières années, que ce soit en matière d'outils de dépistage ou de diagnostic, nous permettent de prendre en charge un enfant déficient auditif dès la naissance. Les matériels de dépistage sont désormais automatisés, la lecture des résultats ne nécessitant aucune interprétation, ce travail de dépistage est réalisable par le plus grand nombre de façon systématique.

Nos régions voisines (Champagne-Ardenne, Alsace), ainsi que des pays limitrophes (Luxembourg, Belgique), possèdent leur propre dépistage néonatal systématique. Face à la multiplication des dépistages de ce type, comment la Lorraine peut-elle prendre du retard en se refusant à dépister la surdité ? Comment justifier alors qu'un enfant né en Lorraine ne bénéficie pas des mêmes soins que ses voisins ?

Dans le but de répondre à ces questions, nous avons développé un travail de recherche autour des programmes existants que nous avons étudiés. Nous avons ensuite effectué un état des lieux précis en Lorraine, pour enfin proposer un protocole complet de dépistage applicable à notre région.

2 Matériel et méthodes

Pour ce travail, il a fallu, dans un premier temps, réaliser un état des lieux précis pour lequel 21 maternités lorraines ont été visitées ou consultées. Ce travail préalable de plusieurs mois (septembre 08- mars 09) a permis de prendre connaissance des différentes initiatives locales, de leur méthode de test et de suivi des enfants. Il a également permis d'apprécier l'intérêt porté par les différents professionnels concernés à un dépistage systématique.

Un questionnaire a donc été mis en place pour recueillir les informations nécessaires. Il s'agissait tout d'abord d'une prise de contact auprès de l'interlocuteur qui serait au premier plan du dépistage systématique. Les principales questions avaient attiré au fonctionnement actuel du dépistage de la surdité dans l'établissement, à savoir si un dépistage était réalisé ou non et, si oui, depuis combien de temps et dans quelles conditions :

- différentes méthodes de tests, de l'acoumétrie aux potentiels évoqués auditifs,
- dépistage systématisé ou ciblé sur une population à risque,
- jour auquel le test était pratiqué,
- par qui l'était-il.

Le protocole de test était également transcrit, ainsi que les méthodes permettant de gérer ces programmes locaux.

Parallèlement à ce travail d'investigation, nous avons mené des recherches, principalement bibliographiques, afin de tirer profit de l'expérience des programmes existants. Nos recherches se sont appuyées sur les programmes américain et suisse. Le programme belge a également retenu notre attention, puisque les informations le concernant ont pu nous être transmises directement du cabinet de la ministre en charge du dépistage avec une réelle évaluation de ce dernier ^[1].

Dans le but d'élaborer un protocole complet, nous avons pris contact avec les personnes responsables de l'ALDPHE (Association Lorraine pour le Dépistage et la Prévention des handicaps de l'Enfant), afin d'étudier la faisabilité d'un travail commun sur le recueil des données du dépistage. En effet, cette association prend en charge le traitement des cartons du dépistage métabolique des nouveau-nés.

Grâce à ce recueil d'information, nous avons pu analyser les résultats des programmes de dépistage systématique de la surdité, évaluer les besoins en Lorraine, ainsi que préparer une amorce concrète d'un dépistage.

3 Résultats

Les démarches ont mis au jour l'existence de différentes initiatives locales. L'un des faits marquants fut de découvrir que près d'un tiers des maternités lorraines pratiquaient déjà un dépistage ; leur protocole de test étant similaire



à celui de notre projet, à savoir un test systématique par otoémissions acoustiques (**figure 1**). Quant aux autres maternités, certaines utilisaient un protocole de dépistage systématique, mais sans être équipées d'appareils à otoémissions. D'autres réalisaient un dépistage ciblé, notamment sur les enfants nés en service de néonatalogie. Pour cinq établissements, aucun dépistage n'était pratiqué au moment de notre enquête. Néanmoins, pour 4 d'entre eux, il ne s'agissait que d'un manque de matériel et non d'un refus du dépistage.

Un bilan plutôt encourageant, qui nous a également permis de tracer une esquisse du travail qu'il reste à fournir en fonction des situations des différentes maternités :

- sensibilisation : pour les maternités ne pratiquant aucun dépistage,
- formation du personnel : formation à la pratique des tests et à l'annonce d'un résultat « échoué »,
- achat du matériel : un appareil de dépistage par OEA automatisées pour chaque maternité,
- transmission des données : système de transmission et de recueil des données à l'échelle régionale.

Grâce aux résultats observés dans les autres régions et autres pays, nous avons pu estimer le nombre d'enfants à tester ainsi qu'à diagnostiquer. L'organigramme (figure 2) reprend les différentes statistiques appliquées à notre région. Compte tenu des différents résultats des dépistages étudiés, nous présenterons les valeurs moyennes des effectifs.

Nous avons proposé un protocole de dépistage de la surdité pour la Lorraine. Ce protocole tient compte de l'expérience des autres dépistages en cours dans les régions françaises ainsi qu'ailleurs dans le monde et des spécificités liées à la région.

4 Discussion

Suite aux recommandations et aux différentes études menées (notamment par le J.C.I.H. ^[2-3-4-5-6-7-8-9-10-11-12]), il paraît judicieux de pratiquer un dépistage par PEA pour tous les nouveau-nés hospitalisés en service de néonatalogie. En effet, le risque de neuropathie auditive est plus élevé pour ces populations et les OEA ne permettent pas de détecter ces pathologies.

Concernant les autres naissances, en s'appuyant sur les programmes en cours et passés, les OEA sont le plus souvent choisies pour premier test, puis secondées par un retest OEA ou PEA (selon équipement et/ou personnel soignant).

Le protocole présenté s'appuie sur un réseau de dépistage sans lequel il n'est pas possible de mener à bien

le programme. Le dépistage, pour être systématique et efficace, doit être généralisé à toutes les maternités de la région Lorraine. Le rôle des maternités sera donc de réaliser les premiers tests, de reporter les résultats sur le support approprié, puis de les transmettre. Ces établissements ont également un rôle d'information et d'orientation des patients selon les résultats obtenus aux tests.

Dans le cadre du protocole de dépistage systématique de la surdité pour la Lorraine, il sera nécessaire de définir des centres de retest vers lesquels seront envoyés les enfants ayant échoué aux tests à la sortie de la maternité.

Ces centres ont pour rôle de répéter les tests en maternité (OEA) et de réaliser des tests complémentaires par PEA. Ils ont également une importance primordiale avec un rôle « tampon » pour ne pas engorger les services de diagnostic (figure 2). Ils devront donc répondre à certains critères :

- Etre en mesure de recevoir les patients 15 jours après leur sortie de maternité,
- Etre formés et équipés pour réaliser les retests,
- Compter plusieurs professionnels capables de prendre en charge les enfants afin d'assurer la continuité des rendez vous de retest.

Ainsi, un cabinet libéral de plusieurs pédiatres ou ORL pourra être candidat comme centre de retest. De même, certaines maternités ont actuellement en charge le retest de leur propre programme de dépistage. Ces établissements pourront donc conserver cette activité en tant que centre de retest.

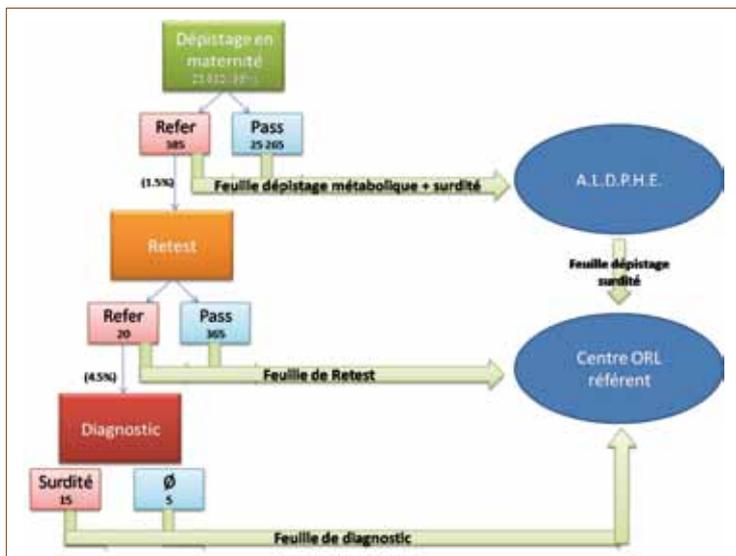


Figure 2. Prévisions du dépistage au travers des statistiques rencontrées dans les autres programmes étudiés

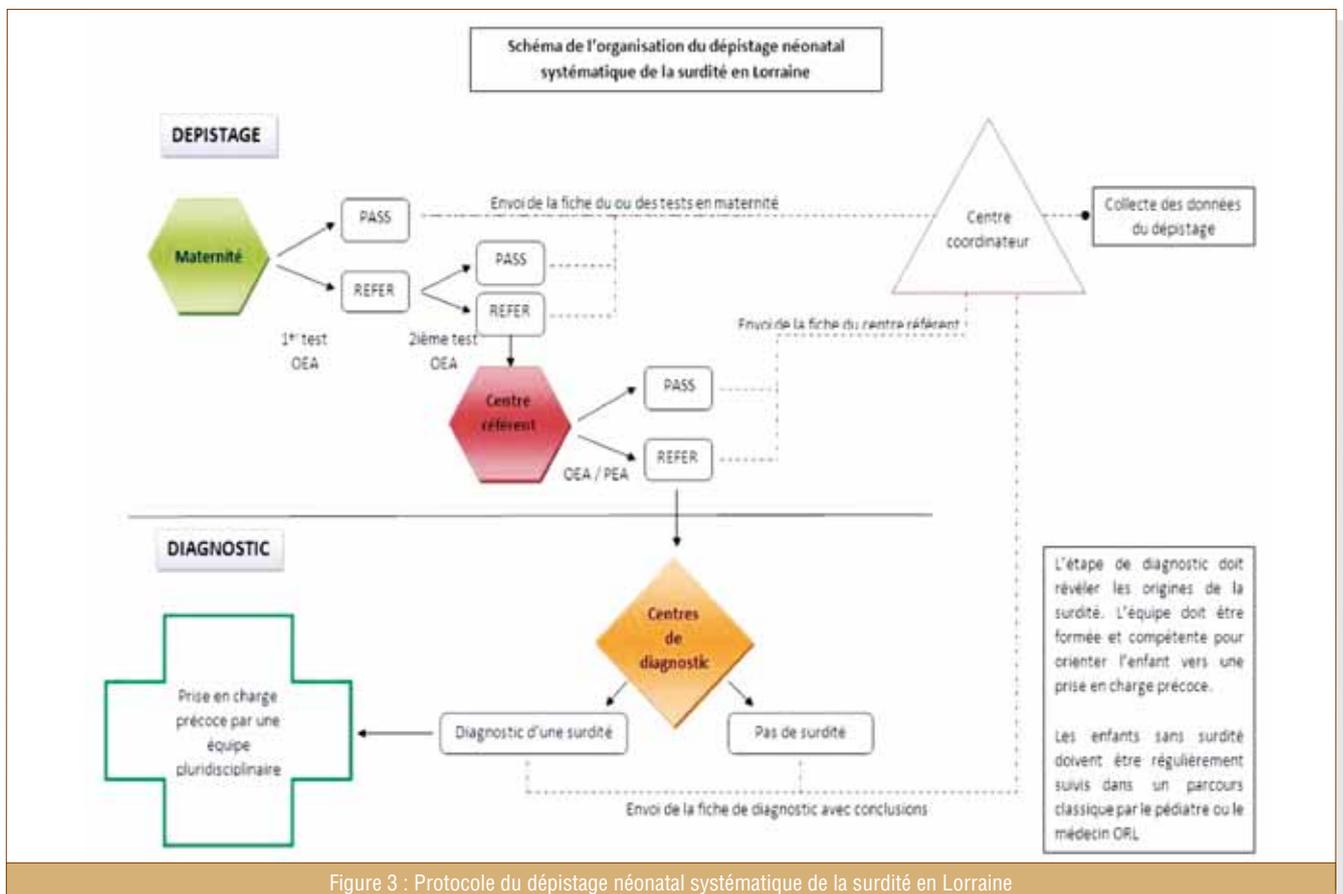


Figure 3 : Protocole du dépistage néonatal systématique de la surdité en Lorraine

Dans la mesure du possible, il serait préférable de répartir géographiquement les centres de retest afin d'assurer un service de proximité et de faciliter l'accès à cette étape pour les familles.

Quant à la phase de diagnostic, deux centres peuvent être proposés : Nancy et Metz. Ces deux C.H.U. ont l'expérience et la capacité de prendre en charge les enfants ayant échoué aux derniers tests. De plus, il convient de les répartir vers l'un ou l'autre de ces centres afin d'assurer une prise en charge rapide et soignée. Un travail coordonné entre les équipes de Nancy et Metz sera primordial pour assurer une homogénéité de la prise en charge.

Le centre coordinateur de Nancy aura à charge le traitement des données du dépistage qui permettra d'en évaluer l'efficacité. Un poste de secrétariat devra donc être créé, dont le rôle sera non seulement de renseigner, mais surtout de suivre les dossiers des enfants afin d'assurer qu'une sortie de maternité avec des tests échoués entraîne bien une visite en centre de retest (vérification faite par la réception d'une fiche de retest). Ces dossiers devront être mis à part et classés uniquement après que la surdité soit écartée, ou à la fin du diagnostic.

A l'issue de notre travail, nous avons pu définir un protocole applicable à la Lorraine. Il devra servir de base à la mise en place du dépistage, ainsi qu'en cas de décision à l'échelle nationale d'un dépistage systématique. Les modalités de traitement des données envisagées, ainsi que l'organisation de dépistage, correspondent aux réalités rencontrées sur le terrain, en Lorraine et dans les autres programmes de dépistage.

Voici un résumé du protocole établi avec l'équipe du service O.R.L. du C.H.U. de Nancy (**figure 3**) :

- Une première étape de test a lieu en maternité (en cas d'échec, ce test est doublé),
- Des centres de retest (ou centres référents) reçoivent les nouveau-nés si leurs tests ont échoué (sujets dits « REFER ») à leur sortie de maternité. Des otoémissions y sont réalisées ainsi que des potentiels évoqués auditifs, si le centre en est équipé. Ils devront regrouper plusieurs O.R.L. et/ou pédiatres, afin de pouvoir assurer une continuité du dépistage en cas d'absence de l'un d'eux,
- Les centres de diagnostic accueillent les enfants pour lesquels les tests ont à nouveau échoué après la phase de retest. Leurs équipes pluridisciplinaires prennent ensuite en charge les enfants diagnostiqués avec une surdité bilatérale,
- Un protocole de suivi des enfants par différentes fiches permettra d'évaluer et d'assurer l'efficacité du programme. Le centre coordinateur situé à Nancy aura ce travail à charge.

5

Conclusion

La nécessité d'un dépistage systématique de la surdité chez les nouveau-nés n'est plus à prouver. De plus, sa réalisation demande que son exhaustivité soit la plus grande possible. Or s'il n'est pas réalisé directement en maternité dès les premiers jours de vie, il apparaît comme impossible de tester de manière systématique les enfants. C'est ainsi que

la très grande majorité des programmes de dépistage en place actuellement dans l'Union Européenne sont effectués en maternité. Ailleurs dans le monde, et très récemment, le Québec a également projeté de mettre en place le dépistage au niveau national pour l'automne 2010.

En Lorraine, un nombre croissant de maternités réalise un dépistage néonatal systématique de la surdité. Au cours des différents rendez-vous, nous avons pu constater la forte implication et motivation des personnels soignants. Il s'agit là d'un véritable élan de motivation, bridé parfois par le manque de moyens, avec souvent le regret des professionnels de ne pouvoir offrir une vraie détection et prise en charge des problèmes de surdité.

On ne peut dissocier le dépistage néonatal systématique de la surdité d'une prise en charge précoce. Ainsi, il serait nécessaire à l'heure actuelle d'étudier un futur réseau de prise en charge en Lorraine.

6

Références

- [1] Bénédicte Vos, Raphaël Lagasse. Dépistage Néonatal de la Surdité en Communauté Française de Belgique : Experience et Premiers Résultats. depistagesurdite.be. [En ligne] mars 2009.
- [2] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. [jcih](http://jcih.org). [En ligne] juin 1971. www.jcih.org.
- [3] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. Screening For Infant Hearing. [En ligne] Octobre 1973.
- [4] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. Joint Committee on Infant Hearing, Position Statement 1982. [jcih](http://jcih.org). [En ligne] 1982.
- [5] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. Joint Committee on Infant Hearing, 1990 Position Statement. [En ligne] 1990.
- [6] J.C.I.H. Early Identification Of Hearing Impairment in Infants and Young Children. National Institutes of Health. Consensus Development Conference Statement. Mars 1993.
- [7] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. Joint Committee on Infant Hearing, 1994 Position Statements. [jcih](http://jcih.org). [En ligne] 1994.
- [8] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. SPECIAL ARTICLE, Year 2000 Position Statement : Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs. [jcih](http://jcih.org). [En ligne] 2000.
- [9] Joint Committee on Infant Hearing Update 2007. J.C.I.H. E.H.D.I. 2007.
- [10] J.C.I.H. EXECUTIVE SUMMARY OF JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING YEAR 2007 POSITION STATEMENT, Principles and Guidelines for Early Detection and Intervention Programs. [jcih](http://jcih.org). [En ligne] 2007.
- [11] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. Clarification for Year 2007 JCIH Position Statement, 2007 JCIH Position Statement Update. [jcih](http://jcih.org). [En ligne] février 2008.
- [12] J.C.I.H. Joint Statement On Néonatal Screening For Hearing Impairment. Year 2007 Position Statement : Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs. *Pediatrics*. [En ligne] octobre 2007.

Loi handicap Accessibilité auditive

Christelle Audegond, Jean-Michel Prin, Christian Renard
Laboratoires d'audiologie Renard

Lors du Congrès National des Audioprothésistes qui s'est tenu à La Défense du 13 au 15 mars 2010, le prix de la meilleure communication affichée a été décerné au poster : « Loi handicap et Accessibilité auditive ». Cette communication présente les points essentiels de la loi Handicap en ce qui concerne ses objectifs et ses conditions d'application au niveau de l'accessibilité auditive, avec quelques exemples d'adaptation.



Jean-Michel Prin, Christine Dagain, Christelle Audegond et Christian Renard



1

La loi

Loi

LOI n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées NOR : SANX0300217L [...]

CHAPITRE III :

Cadre bâti, transports et nouvelles technologies

Article 41

I. L'article L.111-7 du code de la construction et de l'habitation est remplacé par cinq articles L.111-7 à L.111-7-4 ainsi rédigés :

« Art. L.111-7. Les dispositions architecturales, les aménagements et équipements intérieurs et extérieurs des locaux d'habitation, qu'ils soient la propriété de personnes privées ou publiques, des établissements recevant du public, des installations ouvertes au public et des lieux de travail doivent être tels que ces locaux et installations soient accessibles à tous, et notamment aux personnes handicapées, quelque soit le type de handicap, notamment physique, sensoriel, cognitif, mental ou psychique, dans les cas et selon les conditions déterminées aux articles L.111-7-1 à L.111-7-3.[...]

Décrets, arrêtés, circulaires

TEXTES GÉNÉRAUX

MINISTÈRE DE L'EMPLOI, DE LA COHÉSION SOCIALE ET DU LOGEMENT

• Arrêté du 17 mai 2006 relatif aux caractéristiques techniques relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées lors de la construction et de l'aménagement des bâtiments d'habitation. NOR : SOCU0611042A [...]

Art.4. Dispositions relatives aux accès aux bâtiments.

Tout dispositif visant à permettre ou restreindre l'accès au bâtiment ou à se signaler à un occupant doit pouvoir être repéré, atteint et utilisé par une personne handicapée. Lorsqu'un dispositif permet une communication entre visiteur et occupant, il doit permettre à une personne handicapée occupante d'entrer en communication avec le visiteur.[...] Les Etablissements Recevant du Public, devront répondre aux exigences dans un délai fixé par la loi du 11 février 2005 et ses décrets. Les obligations pourront varier par type et catégorie d'établissement. [...]

• Arrêté du 1^{er} août 2006 fixant les dispositions prises pour l'application des articles R.111-19 à R.111-19-3 et R.111-19-6 du code de la construction et de l'habitation relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des établissements recevant du public et des installations ouvertes au public lors de leur construction ou de leur création. NOR : SOCU0611478A [...]

Art.5. Dispositions relatives à l'accueil du public. [...]

II. Pour l'application du I du présent article, les aménagements et équipements accessibles destinés à l'accueil du public doivent répondre aux dispositions suivantes : [...] Lorsque l'accueil est sonorisé, il doit être équipé d'un système de transmission du signal acoustique par induction magnétique, signalé par un pictogramme. [...]

Art.11. Dispositions relatives aux locaux ouverts au public, aux équipements et dispositifs de commande.[...] Dans le cas de guichets d'information ou de vente manuelle, lorsque la communication avec le personnel est sonorisée, le dispositif de sonorisation doit être équipé d'un système de transmission du signal acoustique par induction magnétique signalé par un pictogramme.[...]

A RETENIR

Tout Etablissement Recevant du Public (ERP) doit être accessible à TOUS

2

L'accessibilité

Qu'attend-t-on de cette loi ?

Qu'elle permette aux personnes en situation de handicap de :

- Se repérer dans les lieux publics.
- Pouvoir communiquer, être entendues et comprises de ses interlocuteurs.
- Bénéficier de prestations, de services identiques ou équivalents aux personnes valides. Les informations destinées au public doivent être diffusées de manière à être reçues de tous. Les moyens doivent être adaptés à tous les handicaps, notamment sensoriel, visuel, physique, cognitif, mental ou psychique. Des nouvelles technologies existent, elles doivent être employées en fonction des établissements. Tout type de matériel mis en place doit être signalisé et visible du public. La signalisation doit être compréhensible et accessible par toute personne.

Qu'est-ce qu'un lieu dit « accessible ? »

C'est un lieu où le public accède facilement :

- De l'extérieur (cour, trottoir, voie publique,...)
- A l'information par communication adaptée (boucle magnétique, braille, affichage visuel,...)
- Aux différents espaces de l'Etablissement, le recevant (rampes d'accès, ascenseur adapté, signalisation des marches,...)
- Aux différents dispositifs techniques mis à la disposition (boucle magnétique, Infrarouge, internet, LSF,...)

Comment rendre accessible son ERP ?

Un lieu peut devenir accessible :

- En analysant les besoins pour chaque situation de handicap (sensoriel, visuel, moteur,...)
- En s'entourant de personnes handicapées ou d'associations liées directement au handicap
- En mobilisant l'ensemble des personnes intervenant au sein de l'établissement
- En mobilisant les collectivités (voirie, transports, parking,...)

A RETENIR

Les véritables experts sont ceux qui vivent l'accessibilité au quotidien

3

La technologie

Boucles magnétiques

Le système le plus répandu est la pose de boucle magnétique. Cette boucle est un câble d'une section définie suivant la surface à couvrir, qui fait le tour de la salle à équiper et dont les deux extrémités sont raccordées à un amplificateur de boucle magnétique. Cet amplificateur est lui-même raccordé à une source audio telle que micro, table de mixage, lecteur CD,... Les personnes malentendantes appareillées positionnent simplement leurs appareils auditifs sur la position « T » ou « MT » et elles réceptionnent le son par induction grâce à la bobine intégrée dans l'appareil auditif. Cette bobine captera le champ magnétique créé par le courant qui circule dans le câble de boucle. Pour les personnes malentendantes mais non appareillées ou les personnes appareillées avec des aides auditives dépourvues de position « T » ou « MT », la réception se fera par le biais de casques stéthoscopiques, récepteurs de boucle magnétique. Meilleures applications pour les systèmes de boucle magnétique : Salle de conférence, au domicile, petites salles.

Systèmes infrarouges

La transmission par infrarouge sera choisie partout où une confidentialité est requise car les signaux infrarouges ne traversent pas les murs. Les différents récepteurs et accessoires disponibles permettent à toutes les personnes malentendantes de bénéficier de l'écoute amplifiée. Meilleures applications pour les systèmes IR (infrarouges) : cinémas, spécialement dans les multiplexes où plusieurs salles sont adjacentes, tribunaux, afin de préserver la confidentialité des débats, salles de réunion lorsque la confidentialité est requise, écoles et universités, auditoriums, tous lieux perturbés par des interférences radio.

Systèmes FM

Les systèmes FM sont le plus souvent utilisés pour des visites guidées. Ils offrent l'avantage de posséder plusieurs fréquences réglables ce qui permet l'utilisation simultanée de plusieurs systèmes. Meilleures applications pour les systèmes FM : stades, lieux de culte, auditoriums, écoles et universités, systèmes portables, applications en extérieur.

A RETENIR

Les moyens techniques permettent de s'adapter à chaque contrainte

4

L'application

Le choix technologique

Le choix de la technologie à utiliser doit être fait en fonction de l'analyse du lieu concerné et de son usage et notamment :

- La dimension, la forme géométrique (rectangulaire, ovale,...)
- Les matériaux utilisés dans cette pièce (métal, type de lumière,...)
- L'utilisation courante de la salle (théâtre, amphi, tribunal,...)
- Le problème d'interférences (salles contiguës, confidentialité intramuros,...)
- Le type de matériel audio utilisé
- L'environnement sonore
- Les besoins d'écoute...

L'installation

La qualité de l'installation est primordiale pour une bonne qualité d'écoute et une efficacité optimale. La disposition de la boucle magnétique est fondamentale notamment au niveau du câble (en cercle, en rectangle, en huit,...).

L'installation d'un système d'accessibilité auditive doit être réalisée par un professionnel aguerri au monde des sourds et des malentendants.

Les tests de contrôle d'efficacité

Afin de valider une installation, nous préconisons de réaliser 3 contrôles distincts :

- Vérification par un système de mesure que toute la pièce ou la partie équipée de la pièce soit conforme à la réglementation en vigueur (Champ électromagnétique pour les Boucles magnétiques, fréquences utilisées par le système FM,...)
- L'analyse de la qualité du son perçu par une personne sans trouble auditif, à l'aide d'un casque récepteur.
- Contrôle de l'efficacité par des utilisateurs malentendants.

La formation

L'aménagement d'un ERP (Etablissement Recevant du Public) dans le cadre de l'accessibilité auditive doit s'accompagner d'une formation complète. Cette formation doit bien sûr concerner l'utilisation du matériel technique adapté et les modalités de communication à mettre en oeuvre pour favoriser les échanges avec les personnes sourdes et malentendantes.

A RETENIR

La qualité de l'installation, du contrôle et de la formation est indispensable pour un résultat optimal

Références

- LOI n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées - NOR : SANX0300217L
- Arrêté du 1^{er} août 2006 fixant les dispositions prises pour l'application des articles R.111-19 à R.111-19-3 et R.111-19-6 du code de la construction et de l'habitation relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des établissements recevant du public et des installations ouvertes au public lors de leur construction ou de leur création NOR : SOCU0611478A
- Arrêté du 17 mai 2006 relatif aux caractéristiques techniques relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées lors de la construction et de l'aménagement des bâtiments d'habitation NOR : SOCU0611042A
- Arrêté du 24 septembre 2009 portant approbation de diverses dispositions complétant et modifiant le règlement de sécurité contre les risques d'incendie et de panique dans les établissements recevant du public NOR : IOCE0922220A
- Recommandation BIAP04/4 : Dispositifs d'aide à la communication à l'usage des personnes atteintes de déficience auditive.
- Recommandation BIAP06/6 : Accessibilité des établissements recevant du public, des installations ouvertes au public, ainsi que les transports publics, aux personnes atteintes de déficience auditive.

Remerciements

- M. Martial FRANZONI, Président du BIAP France
- M. Christophe CARON, Directeur de SourdMedia
- M. Hubert HARSTER, Directeur Général de SMS Audio Electronique
- Association des Devenus Sourds et Malentendants du Nord

Accessibilité auditive sans handicap

L'adaptation de la technologie

PARTICULIER



- Exemples :**
- Pavillon
 - Appartement
 - Mobile Home
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie qui permet à tous d'habiter FACILEMENT sa maison, son logement.

EVENEMENTIEL



- Exemples :**
- Amphithéâtre
 - Concert
 - Salle de spectacle
 - Salle de sports
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie qui s'installe et se désinstalle en INTERIEUR comme en EXTERIEUR pour une utilisation temporaire.

PERSONNEL - PORTATIF



- Exemples :**
- Musée
 - Visite guidée
 - Congrès
 - Conférences
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie qui ne nécessite AUCUNE INSTALLATION et qui permet les déplacements sans contrainte.

ACCUEIL - GUICHET



- Exemples :**
- Guichet
 - Accueil
 - Caisses centrale
 - Bureau en vis à vis
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie compacte et portable qui permet de communiquer en toute CONFIDENTIALITÉ.

AMENAGEMENT FIXE



- Exemples :**
- Cinéma
 - Théâtre
 - Lieu de culte
 - Tribunal
 - Particulier
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie conçue pour un USAGE PERMANENT et s'adaptant à tout type de salle.



TOURISME - HOTELLERIE



- Exemples :**
- Hôtels
 - Restaurants
 - Particuliers
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie facile et pratique conçue pour les VOYAGEURS et les PROFESSIONNELS DU TOURISME.

INDIVIDUEL



- Exemples :**
- Téléphones
 - MP3/MP4
 - TV
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge
 - Bluetooth

Une technologie qui permet l'utilisation des différents outils de communication.

AUTOCAR



- Exemples :**
- Circuits touristiques
 - Excursions
 - ...
- Technologie**
- Boucles Magnétiques
 - FM
 - Infra Rouge

Une technologie destinée aux AUTOCARISTES.



Rééducation de la boucle audiophonatoire

Malika Dupont & Brigitte Lejeune
Elsevier Masson ; 226p. ; 2010 - 32 €

Ce livre est très pratique et permettra à qui met le nez dedans de bien comprendre et assimiler les éléments de phoné-

tique indispensables à la pratique de l'audiologie. Il est conçu aussi très simplement : un chapitre par son phonémique. Chaque chapitre rappelle comment le son se caractérise au niveau phonétique, au niveau labial et au niveau de la sensation ainsi que dans son opposition à d'autres sons par exemple /p/ - /b/. Des exercices sont aussi présentés. Très appliqué et très intéressant

F. D.



Les surdités de l'enfant

Ed. M. Mondain & V. Brun
Elsevier Masson. 79p. ; 2009 - 40 €

Nous sommes naturellement très contents de vous proposer un ouvrage écrit en français et réalisé par des auteurs travaillant en

France. Il ne s'agit pas là d'un quelconque cocorico mais simplement de la prise en compte de l'existence d'une synthèse sur un sujet important : les surdités de l'enfant.

Chapitre 1. C. Blanchet, & col.. Comment faire le diagnostic de la surdité chez l'enfant. Le but du chapitre est de reprendre les différentes techniques en fonction de l'âge.

Chapitre 2. N. Loundon & col. Quel bilan étiologique face à une surdité de l'enfant en 2008? Ce chapitre est très court mais il répond aux questions essentielles : pour quoi, pour qui, quand, comment ?

Chapitre 3. E. Truy & col.. Méthodes instrumentales de réhabilitation de l'audition : intérêt et limites. Dans ce chapitre on trouvera une revue des différents types de prothèses et implants.

Chapitre 4. N. Lenel. Les communications alternatives. On y retrouve les différents moyens de communication en dehors de la parole.

Chapitre 5. R. Dauman. Acceptabilité et éthique du dépistage néonatal de la surdité. Débat important si il en est et fort bien traité. On remarquera une fois de plus que les études longitudinales ne sont pas le fort des français. On le sait depuis longtemps. Quand l'esprit de chapelle laissera-t-il enfin la place à un esprit d'analyse et de synthèse prenant en compte des données multicentriques ?

Chapitre 6. M. Mondain & col.. Intérêt de la prise en charge précoce. Les arguments ne manquent pas. Ils vont de la neurophysiologie à l'expression langagière.

Chapitre 7.C. Blanchet & col. Le dépistage des surdités de l'enfant : Qui ? Quand ? Comment ? Le titre à lui seul résume parfaitement le contenu du chapitre. Celui-ci est clair et synthétique.

Chapitre 8. A. Baumann & col. La prise en charge après le dépistage néonatal de la surdité. Dans ce chapitre on ne parle que d'évaluation en terme de communication du tout petit et de la prise en charge de la famille.

Chapitre 9. S. Roman & col.. Les filières de prise en charge des enfants déficients auditifs (quelques aspects de la région PACCA). Le contenu du chapitre est tout de même un peu plus que local.

Chapitre 10. F. Artières. Prise en charge de la surdité profonde chez l'enfant. Prothèses auditives et ou implant(s). Ce qui est dit est succinct et reflète une vision globale.

Chapitre 11. P. Bonnet & col.. Les pièges des déficiences auditives moyennes de l'enfant. On l'a compris entre autres, les pièges de ces surdités proviennent en partie du fait que les enfants parlent et qu'ils sont par conséquent susceptibles de passer au travers du filtre des dépistages jusqu'à un certain âge.

Chapitre 12. A. Vieu. L'évolution du rôle de l'orthophoniste dans la prise en charge de la surdité de l'enfant. On notera entre autres dans ce chapitre que la prothèse auditive apporte de plus en plus de satisfaction. C'était important de le noter parce qu'actuellement et, au train où va le discours sur la prothèse auditive, il faudra bientôt s'excuser pour en parler. Si nous sommes tout à fait d'accord sur la qualité des résultats de l'implant il reste que dans un certain nombre de cas la prothèse garde son intérêt en particulier lors du premier appareillage ou en appareillage controlatéral. Je noterai aussi que les professionnels de l'audioprothèse manquent à leur devoir de produire des résultats chiffrés ainsi que de définir ce qu'est un « bon appareillage » (bien que le Collège ait édité la « cible » pour permettre

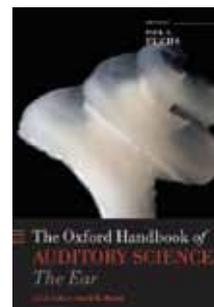
aux professionnels de définir une approche prothétique structurée et défendable). Faute de cela nous restons trop souvent encore dans les querelles de chapelles ou le passage en force : le fameux argument du « moi je sais... » quand on n'a plus aucun argument rationnel. Notons que le Collège fait un gros effort pour imposer des mises à jour annuelles et des synthèses sur les sujets qui sont propres à l'activité de l'audioprothésiste.

Au total ce livre est intéressant à lire et nous incitons les lecteurs à se le procurer même si il semblerait qu'aucun prothésiste n'ait été appelé à y contribuer.

F. D.

The Oxford Handbook of Auditory Science : Hearing T I - The Ear

Ed. P. Fuchs
Oxford University Press, 449p., 2010
£55



Nous sommes ici face à une somme de travail comme il ne s'en publie que rarement. En effet 3 tomes consacrés à ce que l'on pourrait appeler l'acoustique et la psychoacoustique.

Je me trompe peut-être mais je ne me souviens pas avoir vu cela depuis que je suis cette rubrique livres et documents pour les Cahiers. Ce qui justifie un pareil investissement c'est aussi le fait que d'après les éditeurs, il y a à l'heure actuelle 10 000 chercheurs à travers le monde qui travaillent dans la recherche sur l'audition en général.

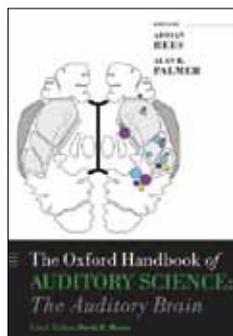
Dans le tome I il s'agit évidemment de reprendre les bases des connaissances pour aller vers ce que l'on connaît aujourd'hui sur le système auditif au travers de 14 chapitres dont la plupart sont écrits par des grands noms. Globalement dans cet ouvrage sont traités à très bon niveau de la clinique à la physiologie pour terminer par la technologie et ses applications à la prothèse auditive et à l'implant. On apprend à la lecture des chapitres que la technicité et le niveau de la connaissance se sont considérablement accrus depuis une dizaine d'années. Ce que j'ai aussi trouvé intéressant c'est la constante volonté de garder le contact avec l'application dans les domaines médical, prothétique. L'accès à ces nouvelles données

est devenu aussi de plus en plus difficile et cela devrait conduire les responsables de l'enseignement à refaire un point sur ce qui devrait être intégré dans le cursus des étudiants qui vont devoir se familiariser avec un certain nombre de notions dont certaines ne sont pas évidentes. Mais, du fait qu'elles sont porteuses vis-à-vis de la conceptualisation de nouvelles aides auditives, il convient d'y sensibiliser les futurs professionnels. Ceci est d'autant plus vrai que pour une part certains vont accéder à un niveau universitaire encore plus élevé.

F. D.

The Oxford Handbook of Auditory Science : Hearing T II - The Auditory Brain

Ed. A. Rees & A. Parker
Oxford University Press, 580p., 2010
£59.95



Dans ce volume on trouve 22 chapitres qui sont regroupés sous 6 sections qui traitent successivement de la structure et de l'organisation du système central auditif, du codage de l'information

dans cette même partie centrale du point de vue de l'identification du signal sonore, du codage du point de vue de la localisation sonore, du développement, du vieillissement et de la plasticité, de la cognition et de l'émotion enfin de la pathologie du système auditif. Dans cette dernière section on trouve en particulier un chapitre très intéressant sur les acouphènes.

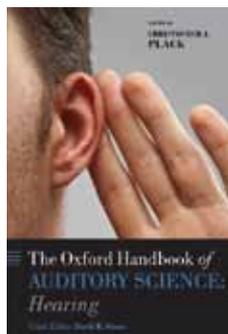
F. D.

The Oxford Handbook of Auditory Science : Hearing T III - Hearing

Ed. Ch. J. Plack
Oxford University Press, 426p., 2010- £55

Dans ce troisième tome, c'est sans doute le contenu qui nous intéresse plus directement. Les collaborations sont toujours extrêmement sérieuses. Au travers des 16 chapitres nous allons retrouver des thèmes particulièrement intéressants. Par exemple, le chapitre 3, traité par M. Epstein et J. Marozeau ou bien le 9 sur la perception de la parole ou le 10 sur

la perception de la musique puis vers la fin du volume le chapitre développement auditif et apprentissage (chap. 13) la surdité (chap. 14) les bases auditives des désordres du langage et de l'apprentissage.



Je voudrais faire un focus sur le chapitre 3. Lorsque j'ai rencontré Jeremy Marozeau en 2008, c'était au mois de septembre en compagnie d'Arnaud Coez. Je suivais



le travail de toute l'équipe de Boston depuis plusieurs années pour mon enseignement à Montpellier (Department of Speech-Language Pathologie and Audiology Northeastern University) qui est une équipe un peu mythique (M.

Epstein, M. Florentine, et son mari, S. Buus, Rona Hellmann, C. Meiselman et à l'époque J. Marozeau...) autant de noms dont nous suivions les publications depuis les premiers enseignements post universitaires auxquels nous avons participé il y a 15 ans. Une série de publications présentait des résultats qui semblaient très intéressants. Nous avons essayé de les présenter en France lors de l'EPU de 2008. Parmi ces résultats, 4 nous paraissaient dignes d'être retenus. Le premier avait trait au fait que la sensation de sonie au seuil n'est pas nulle. Le deuxième faisait écho à ce que l'on nomme « Softness imperception ». Cette dénomination correspondrait au fait que chez certains individus il y aurait une absence de perception des sons de faible sonie et on imputerait éventuellement cette particularité à une perte des neurones codant les bas niveaux (ceux à taux de décharges spontanées élevés). Disons tout de suite que cette conceptualisation d'une nouvelle fonction de sensation a été et reste semble-t-il fondamentalement rejetée par l'équipe de Brian C. J. Moore à Cambridge, à ne pas confondre avec l'éditeur chef des 3 ouvrages publiés chez OUP, David R. Moore. B. C. J. Moore a d'ailleurs exposé son désaccord sans ménagement vis-à-vis de l'équipe de Boston dans un article publié en 2004 dans le JASA). L'autre

mise au point importante, la troisième, que nous avons présentée correspondait à la mise en évidence d'une nouvelle fonction de référence pour la sonie chez un sujet normo-entendant. Cette fonction porte le nom d'INEX (contraction d' « inflected exponential ». Cette fonction est différente de celle qui était le dernier modèle du genre. Cette fonction est intéressante car elle montre qu'entre 40 et 60 ou 70 dB SPL c'est-à-dire dans la zone du langage, la fonction de sensation chez le normo-entendant est plus « horizontalisée » que ce que l'on pensait jusqu'à J. J. Stevens. A l'époque, en 2008, Jeremy Marozeau m'avait indiqué que l'équipe de Boston souhaitait nommer cette nouvelle fonction (INEX), sans plus de précision. Les auteurs de la recherche voulaient apparemment s'en tenir à une classe de fonctions ; il en existe d'autres (ex ROEX utilisée aussi en modélisation des filtres auditif etc...). Mais, comme vous l'apprendrez dans ce chapitre, aujourd'hui, c'est chose faite, il existe bien une représentation mathématique de référence pour l'INEX. La quatrième étant l'utilisation de fonctions dérivées que nous avons appelées « fonctions dérivées F3 de Marozeau et Florentine » permettant de discriminer les fonctions de recrutement des « softness imperceptions ». Nous avons programmé une interview de Jeremy Marozeau dans les Cahiers pour exposer à nos lecteurs l'évolution de ces connaissances que nous avons suivies et exposées en décembre 2008 à la Cité des Sciences à Paris EPU 2008). Le hasard et peut-être aussi un peu la prudence et un incident le plus stupide de tout utilisateur d'ordinateur : la perte de 2 jours de mise en forme de l'interview par écrit avec photos de l'équipe de Boston, m'ont amené à différer ce travail éditorial. Quelle satisfaction de retrouver aujourd'hui cette même équipe (Jeremy est en Australie maintenant) nous présentant non seulement la suite des résultats mais aussi une série de résultats par des moyens autres permettant de corroborer ceux utilisés par la méthode des modalités croisées que cette équipe maîtrise parfaitement. Je pense que ce domaine connaît peu de renouvellement, ce qui est plus que regrettable pour nous qui gardons toujours une oreille attentive dès lors qu'une fonction de sensation auditive (Sonie) de référence voit le jour. La vie se construit ainsi, je ne reprendrai pas aujourd'hui le travail perdu d'autant que la publication que je viens de lire est incomparablement plus complète. Je soumettrai simplement mon travail éditorial dans l'ouvrage qui doit paraître dans les éditions du Collège et qui reprendra la présentation



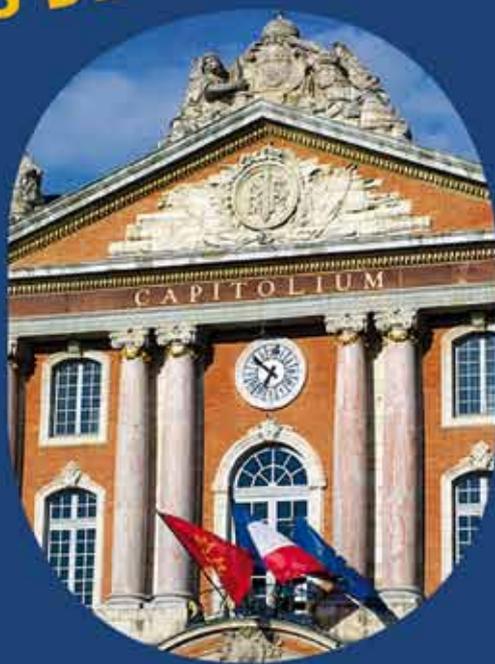
6^{ème} OTOFORUM

INSCRIVEZ-VOUS DES MAINTENANT !

TOULOUSE
3-4 décembre 2010

Secrétariat Scientifique
Service ORL - Pr B. FRAYSSE
fraysse.b@chu-toulouse.fr
Tél.: + 33 (0) 5 61 77 24 01

Inscriptions et informations :
EUROPA ORGANISATION
insc-otoforum@europa-organisation.com
Tél. : + 33 (0) 5 34 45 26 45



www.otoforum2010.com

des résultats évoqués ci-dessus à l'équipe de Boston au travers de Jeremy Marozeau et leur demanderai, s'ils sont d'accord une mise au point pour les lecteurs français. Ceux-ci seraient aussi enchantés de rencontrer et d'entendre quelqu'un qui parle parfaitement leur langue et qui a un humour qui leur plairait sans doute beaucoup. Au total il y a là une somme de connaissances très impressionnante qui devrait figurer rapidement dans toutes les bonnes bibliothèques universitaires et chez les plus exigeants des professionnels.

F. D.

Une musique en train de se faire

P. Dusapin Le Seuil 188p. 2009 - £55



Je ne vais pas vous parler de musique, j'en serais malheureusement bien incapable, mais je voudrais saisir l'occasion qui m'a été donnée de lire 2 livres écrits par des compositeurs pour vous dire toute l'importance

de ce sujet dans notre vie professionnelle. Je vous l'ai dit je ne connais rien à ce domaine si ce n'est une sorte de fascination qui m'attrape lorsque je regarde jouer un virtuose ou que j'écoute un compositeur parler de la musique. Mais je dois l'avouer, je ne trouve pas d'issue très positive puisqu'en dehors d'écouter un peu de musique en travaillant, je suis bien incapable de rester « inactif » chez moi à écouter un CD ou une radio spécialisée. Mon incompétence est telle qu'il a fallu, il y a une dizaine d'années, que je discute avec un patient de plus de 80 ans, qui avait passé plus de 3 ans à la Villa Médicis (c'était une durée normale à l'époque), lui-même était un artiste plasticien, pour commencer à comprendre un certain nombre de choses. Ainsi me dit-il un artiste a besoin de comprendre ce que font les autres artistes et lui-même me disait avoir beaucoup appris des compositeurs qui étaient avec lui à la Villa Médicis et même me disait-il beaucoup plus que des autres plasticiens. Avec beaucoup de naïveté j'avais dans ma tête cette nécessité quasi impérative pour le compositeur d'entendre ou, plutôt, d'écouter ce qu'il compose. Il s'est empressé de me dire qu'il s'agissait là d'une idée toute faite et que, dans de nombreux cas, les compositeurs n'utilisent pas d'instrument (ou aujourd'hui d'ordina-

teur) pour leur création. Pascal Dusapin nous le rappelle et nous parle brillamment de la création et souligne que : « ce qui s'entend ne peut pas toujours être noté, ce qui se joue n'est pas toujours noté. Ce que l'on note ne peut toujours s'entendre, ce que l'on joue ne peut toujours s'écrire ». Plus loin, toujours à propos de la création : « Ici, le point décisif n'est pas le statut du temps ni de la durée ni de l'espace, mais les facteurs d'inertie des moyens employés : format de la page, qualité du papier, crayon, gomme... » Et, au classique : « comment faites-vous ? » Il répond : « Il est vrai qu'entendre les sons intérieurement est un grand mystère pour ceux qui ne pratiquent pas l'écriture musicale » et, plus loin encore, il souligne le rôle croissant de l'ordinateur dans la composition actuelle et il pose la question sans détour : faut-il le regretter ? La réponse est nette : « oui si le médium informatique impose ses solutions propres. Absolument pas si la pensée est préalable à la réalisation. » Peut-être n'a-t-il jamais vu travailler un prothésiste mais si cela lui arrive un jour il pourra lui appliquer une formule qui en toute modestie - nous n'avons pas la prétention d'être des artistes - lui conviendrait très bien. Pour les amateurs vous trouverez aussi de nombreuses réflexions sur la musique mais aussi sur les mots et leur sens pour un musicien, par exemple ce qui différencie entendre et écouter parce qu'évidemment on écoute de la musique... C'est là toute la différence.

F. D.

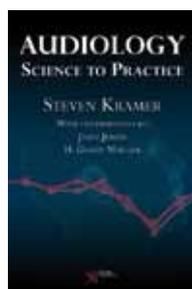


Maison qui héberge un compositeur à la Villa Médicis

Audiology - Science To Practice

Ed. S. Kramer avec les contributions de J. Jerger et H. G. Mueller
Plural Publishing 380p. 2008 - \$79,95

Ce livre vient s'ajouter à d'autres manuels d'enseignement de l'audiologie. C'est une réalité mais ce qui nous a plu c'est son côté très appliqué et très pragmatique. En pratique il comprend 11 chapitres qui sont regroupés en 3 parties. La première partie traite des

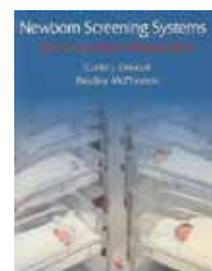


fondamentaux des sciences de l'audition, la deuxième d'audiologie clinique et la troisième des perspectives professionnelles dans le domaine en question. Très intéressant et clair.

F. D.

Newborn Screening Systems The Complete Perspective

Ed. C. J. Driscoll & B. Mcpherson
Plural Publishing 229p. 2010 - \$110



Ce livre est un travail de synthèse et de mise en perspective de la démarche de dépistage des troubles de l'audition à la naissance. Il comporte 12 chapitres et un

glossaire qui est particulièrement pratique. Les chapitres sont regroupés en 3 parties. La première traite de considérations générales dans lesquelles on a un chapitre consacré à l'historique du sujet, un chapitre aux aspects économiques, un chapitre à l'éthique et un chapitre aux pathologies et aux désordres en cause dans les surdités de nouveau-né.

Dans la deuxième partie c'est le système de dépistage lui-même qui est analysé ainsi que les perspectives futures.

Dans la troisième partie les auteurs posent la question du : « qu'est ce qu'on fait au-delà du dépistage ?

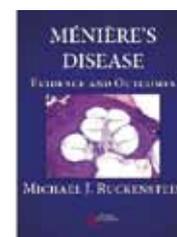
Les réponses qui s'imposent aujourd'hui sont tout d'abord dans un premier chapitre le rôle du conseil génétique puis, dans un deuxième chapitre, la communication avec les parents puis dans le dernier chapitre : manager une organisation de dépistage.

Au total ce livre assez technique est finalement un outil sans doute qui sera utile pour aider au développement de cette pratique qui est attendue par un certain nombre de professionnels.

F. D.

Meniere Disease

M. J. Ruckenstein
Plural Publishing 162p. 2010 - \$196



Ce livre comprend 15 chapitres. La première partie en comprend 6 qui vont de l'historique de la maladie au diagnostic actuel en passant par l'épidémiologie,

la physiopathologie, l'histopathologie et la présentation de cas cliniques.

La deuxième partie traite du diagnostic à partir des tests cliniques audiométriques, des tests vestibulaires et dans le dernier chapitre des autres tests. Dans la troisième partie 6 chapitres sont consacrés au traitement qu'il soit médical, chirurgical, de réhabilitation, ou « psychologique » au sens médical du terme.

Il y a enfin 2 chapitres pour traiter d'études de cas et de l'avenir de la prise en charge et de l'identification de la maladie.

Au total ce livre trouvera sa place chez tous les professionnels soucieux de bien maîtriser les pathologies qu'ils sont amenés à prendre en charge couramment dans leur activité.

F. D.

Programming Cochlear Implant

Ed. J. Wolfe & E. C. Schafer Plural Publishing 139p. 2010 - \$45



Ce livre comprend 7 chapitres. Les 2 premiers traitent des bases techniques et technologiques du fonctionnement des implants. Les 3 suivants sont orientés vers la

programmation pure et dure des implants. Les 2 derniers l'un, vers les problèmes habituellement rencontrés par les porteurs et l'autre vers les questions d'entretien et d'assistance. Ce livre très pratique mais aussi très rigoureux dans sa présentation, plaira sans doute beaucoup aux implantateurs qui

sont à la recherche d'une bonne synthèse sur ce sujet très actuel et qui va prendre encore plus d'importance dans l'avenir.

F. D.

Objective assessment of hearing

James W. Hall, III & de Wet Swanepoel
Plural Publishing; 186p. 2010 - \$45



Avec ce livre nous sommes typiquement face à ce que l'on souhaite trouver lorsqu'on cherche une information sur un sujet dans un domaine particulier. Pas trop de digressions, un langage clair et détaillé des illustrations toutes aussi claires et détaillées. Le premier des 2 auteurs est très connu et il n'est pas utile de le présenter, sa connaissance du sujet traité est excellente. Le second plus jeune semble promis à un bel avenir car le tandem a réussi un tour de force : rendre accessible la lecture de résultats issus de l'audiométrie objective sans ennuyer le lecteur.

Le chapitre 1 est une mise au point sur la terminologie, les concepts importants et la différence qu'il y a entre la détection d'un problème et un diagnostic.

Le chapitre 2. L'impédancemétrie. L'introduction du chapitre est un rappel de l'anatomie des voies auditives puis la mise en évidence des dysfonctionnements que l'on peut mettre en évidence à partir de ce type d'examen, les contraindications puis une petite dizaine de cas analysés.

Le chapitre 3 porte sur les otoémissions acoustiques. Les protocoles, l'estimation de

la surdité à partir des OEA, ainsi que quelques considérations.

Le chapitre 4 traite de l'électro-cochléographie. Les français aiment bien ce sujet puisque c'est un chercheur de chez nous (J. M. Aran) qui a mis ce protocole de mesure au point. Dans ce chapitre on retrouve toujours la même volonté d'être didactique. Les auteurs essaient toujours de rapprocher les différents tests entre eux et de montrer ce que les uns apportent aux autres.

Le chapitre 5 traite des potentiels du tronc. Ici encore l'examen est décrit avec précision. Le praticien est guidé pas à pas pour lui permettre de comprendre ce qu'il fait. Et, si par hasard il se trouvait devant une difficulté eh bien on vous indique la conduite à tenir pour ne pas faire n'importe quoi. On vous présente aussi l'examen réalisé au vibreur. Vous disposez même de photos pour vous permettre de bien comprendre comment installer le vibreur. On dispose enfin de toutes les informations utiles pour analyser les résultats. Il s'agit d'un gros chapitre puisqu'il fait 37 pages et que le livre a un grand format.

Le chapitre 6 traite des ASSR. Sujet important aujourd'hui et qui de toute évidence devrait progresser encore dans les années à venir. Ici aussi il s'agit d'un gros chapitre. Après un historique assez rapide les auteurs définissent ce que représente une réponse à ce type d'examen. Pour mieux comprendre les mécanismes en cause, ils consacrent quelques pages aux mécanismes qui conduisent à ces potentiels. Ensuite on explique ce que sont les caractéristiques des différents stimuli, l'acquisition des réponses, leur analyse, les contraintes et l'intérêt de ce type d'exploration vis-à-vis de certaines pathologies.

Le chapitre 7 est en fait une synthèse de tous ce qu'a été présenté dans les chapitres précédents. Mais les auteurs essaient de s'astreindre à un effort de synthèse et d'articulation des tests entre eux en fonction des résultats obtenus aux uns ou aux autres.

Le chapitre 8 est une autre forme de synthèse. C'est en effet à partir de cas cliniques que le lecteur est amené à travailler.

Au total, comme nous le disions en début de présentation de l'ouvrage, J. Hall n'est pas le premier venu dans ce domaine et on pouvait facilement imaginer qu'il ne serait sans doute pas très disposé à travailler avec un co-auteur qui n'aurait pas certaines de ses qualités, très grande connaissance du sujet traité, excellent clinicien et grand pédagogue.

F. D.

Offre d'emplois



Les Laboratoires d'Audiologie RENARD recherchent pour
LA RÉGION SEINE MARITIME (76)

Un(e) Audioprothésiste

POSTE À TEMPS PLEIN EN CDI

- Formation assurée
- Rémunération motivante

Contactez directement :

Christian RENARD au 03.20.57.85.21

Découvrez toutes les réalisations du Collège National d'Audioprothèse



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

Réalisation : Audition France Innovation

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



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

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

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



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

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

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



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

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



Recueil de textes réglementaires français (CD rom inclus) ISBN n°2-9511655-2-8 Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

15,00 € x..... exemplaire(s) =..... €
 + Frais de port France : 5,50 € x..... exemplaire(s) =..... €
 + Frais de port Etranger : 6,50 € x..... exemplaire(s) =..... €



Coffret de 5 CD « audiométrie vocale »

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

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

Caducée année 2010 (réservé aux audioprothésistes)

5,00 € =..... €

Soit un règlement total (exonéré de TVA)

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

Bon de commande à envoyer avec votre chèque à : Collège National d'Audioprothèse

10 rue Molière - 62220 CARVIN - Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

EPU 2010 Enseignement Cycle de formation post-universitaire

Depuis 1996, le Collège National d'Audioprothèse met en place, chaque année, un **Enseignement Post-Universitaire** (E.P.U.) destiné aux audioprothésistes et autres professionnels de santé afin de leurs permettre de suivre une formation continue pour enrichir leurs connaissances dans l'exercice de leur profession. Des thèmes différents ou complémentaires se rapportant à l'appareillage de la surdité de l'adulte et de l'enfant ont été traités avec à chaque fois un nombre accru de participants.

Ces cycles de formation sont complétés cette année par **la prise en charge de l'acouphène et de l'hyperacousie**.

Le but de l'EPU 2010 : intégrer les règles particulières de réglage prothétique en fonction des caractéristiques de l'acouphène.

Pour ce faire, différents items seront traités de l'apparition de l'acouphène à l'étape finale où sa prise en charge permet une meilleure qualité de vie. Anamnèse, audiométrie, acouphénométrie, traitement sonore, particularités des réglages prothétiques, équipe pluridisciplinaire et place de l'audioprothésiste dans cette équipe font partie des éléments traités. Quelle voie de recherche pour le futur, quel partenariat avec les autres membres de l'équipe pluridisciplinaire, quelle technique complémentaire ou se suffisant à elle-même ?

Le traitement de l'hyperacousie complètera cet enseignement qui se conclura par la présentation de cas cliniques.

Cette manifestation intitulée « **Acouphènes - Hyperacousie** » aura lieu les **vendredi 26 et samedi 27 novembre 2010 au Centre des Congrès de LA VILLETTE**, Cité des Sciences et de l'Industrie, 30 avenue Corentin Cariou, Paris 19^{ème} et sera complétée par une exposition des industriels, fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et de matériels implantables. Le pré-programme de cet EPU est le suivant :

Vendredi 26 Novembre 2010

8h45 - 9h00 : Introduction à l'EPU 2010. E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris. Président du Collège National d'Audioprothèse.

Séance du matin

Mieux comprendre l'acouphène pour mieux l'expliquer

9h00 - 10h00 : L'oreille, le nerf auditif, le cerveau auditif : quelle action sur l'acouphène ? Dr A. NORENA, CNRS, Marseille.

10h00 - 11h00 : Notions de physiopathologie de l'acouphène. Pr J.-L. PUEL, Université de Montpellier.

11h00 - 11h30 : Pause.

11h30 - 12h15 : Neurophysiologie de l'émotion ; impact sur l'acouphène. (Sujet réservé).

12h15 - 12h45 : Imagerie fonctionnelle et acouphène. A. COEZ, Audioprothésiste, Paris.

Séance de l'après-midi

La prise en charge médicale

14h00 - 15 h00 : Bilan audiolgique et diagnostique de l'acouphène. Dr M.-J. FRAYSSE, O.R.L., Toulouse.

15h00 - 15h30 : Le traitement médical. Dr M. OHRESSER, O.R.L., Paris.

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

15h30 - 15h45 : Anamnèse. P.-E. WATERLOT, Audioprothésiste, Paris.

15h45 - 16h15 : Pause.

16h15 - 16h30 : Audiométrie. E. HANS, Audioprothésiste, Montbéliard.

16h30 - 17h00 : Acouphénométrie prothétique. K. ADJOUT, Audioprothésiste, Lyon.

17h00 - 17h15 : Utilisation des questionnaires de sévérité, de handicap, de détresse, du THI. E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris.

Thérapies sonores audioprothétiques

17h15 - 18h15 : Tinnitus Retraining Therapy. P. LURQUIN, Audioprothésiste, Bruxelles.

18h15 - 18h30 : Thérapie séquentielle sonore. H. BISCHOFF, Audioprothésiste, Paris.

Samedi 27 Novembre 2010

Séance du matin

Spécificités de l'appareillage de l'acouphénique

9h00 - 10h00 : 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.

F. LE HER, Audioprothésiste, Rouen.
C. RENARD, Audioprothésiste, Lille.

L'hyperacousie

10h00 - 11h00 : Evaluation et audiométrie. Mode opératoire prothétique.

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

Efficacité de la prise en charge et résultats statistiques.

H. BISCHOFF, audioprothésiste, Paris.
J.J. BLANCHET, audioprothésiste, Tours.

11h00 - 11h30 : Pause.

L'équipe pluridisciplinaire

11h30 - 12h00 : L'ORL, le Thérapeute Comportemental et Cognitif, le relaxologue sophrologue, le psychologue, l'acupuncteur, l'ostéopathe... Rôle de l'audioprothésiste au sein de l'équipe. Dr M. OHRESSER, O.R.L., Paris.

12h00 - 12 h45 : Pause

Les différentes options de traitement.

F. DELABBAYE, T.C.C., Paris.
P. GREVIN, Sophrologue, Paris.
N. NOURI, Psychologue, Paris.

Séance de l'après-midi

14h00 - 14h30 : France ACOUPHÈNES
Rôle des associations.

Les voies de recherche

14h30 - 15h15 : Audioprothétique, médicales et chirurgicales. Pr B. FRACHET, Service d'ORL, Hopital AVICENNE, Bobigny.

15h15 - 15h45 : Pause.

15h45 - 16h45 : Cas cliniques.
H. BISCHOFF, Audioprothésiste, Paris.
J.-J. BLANCHET, Audioprothésiste, Tours.
F. LEFEVRE, Audioprothésiste, Rennes.
P.-E. WATERLOT, Audioprothésiste, Paris.

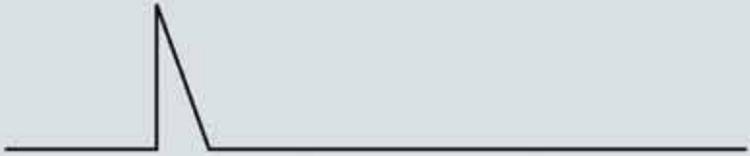
Synthèse, conclusion et introduction à l'Epu 2011

E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris.
C. RENARD, Audioprothésiste, Lille.

17h00 : Clôture de l'EPU

Renseignements :

Danièle KORBA
COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE
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



Mieux entendre tout en préservant
l'environnement, c'est possible ?



Répondez aux attentes
de vos patients avec le
nouveau eCharger de
Siemens :

Plus de pile à jeter, à
acheter ni à remplacer !
Fonction asséchante intégrée.
Grande cavité pour embout.
Meilleure autonomie des accus.

Écologique et pratique !
Les aides auditives sont
rechargées en quelques
heures.



Siemens Pure™
Siemens Motion™
Siemens Active™

eCharger™ de Siemens Chargeur de nouvelle génération pour contours d'oreille rechargeables

Pratique, économique, écologique. Avec eCharger, plus besoin de piles. Recharger chaque soir les aides auditives permet de bénéficier d'une journée d'autonomie. La nouvelle électronique optimise la charge et augmente ainsi la durée de vie de l'accumulateur. Grâce à la fonction asséchante électronique, plus besoin d'utiliser de pastille déshumidifiante. L'humidité qui s'est accumulée dans les appareils auditifs au cours de la journée est automatiquement éliminée en fin de charge. La cavité, plus grande, offre plus de place pour les embouts, notamment pour les appareillages Power. Le chargeur fonctionne avec les contours d'oreille rechargeables Siemens : Pure, Motion et Active.
www.siemens.fr/audiologie

Answers for life*

SIEMENS

* Des réponses pour la vie

100 % invisible, 100 % étonnant.



OtoLens™

S series IQ

Starkey lance la première aide auditive 100 % invisible

OtoLens™ c'est :

- Une coque réalisée sur-mesure en cirage négatif pour un confort maximal,
- Un intra-auriculaire qui se place au niveau du 2ème coude,
- 35 dB au coupleur 2 cc pour les pertes auditives légères à moyennes,
- Un nouvel algorithme de suppression du bruit et de préservation de la parole : Voice IQ
- L'anti-larsen Pure Wave Feedback Eliminator : le standard de notre industrie avec 25 dB de gain stable supplémentaires.



Intra-auriculaire... Profond... Invisible !

OtoLens™ pour ceux qui disent :

“vous ne me verrez jamais porter une aide auditive.”