

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 26 - Janvier/Février 2013 - Numéro 1



Dossier Génétique et surdité

ISSN 09803483



Notes de lecture



Actualités / Annonces



Interview

Jean-Luc PUEL par Arnaud COEZ



Métier et technique

La méthode CTM, utilisation
quotidienne et applications aux
nouvelles technologies Thomas ROY



Veille acouphènes

Le « coping » ou comment
fait-on face à l'acouphène ?
Philippe LURQUIN, Maud REAL



Veille implants cochléaires

Forces et limites des systèmes existants
Emeric KATONA



**SHH... J'ENTENDS
UN OURS SAUVAGE
DANS LA FORÊT!
SON VENTRE GARGOUILLE,
IL DOIT AVOIR FAIM...
VITE, CACHONS-NOUS
DERRIÈRE LE CANAPÉ!**

Echapper à l'ours

Les sons stimulent l'imagination de votre enfant. Il a été prouvé que la technologie FM de Phonak assure une meilleure compréhension de la parole, à distance et dans les endroits bruyants.





3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



6 Dossier : Génétique et surdité

6 Introduction Didier BOUCCARA, Natalie LOUNDON

7 Apports d'une consultation de génétique chez un patient porteur d'un surdité Sandrine MARLIN

12 Nouveaux tests génétiques, génétique prénatale et surdité Sandrine MARLIN

14 L'intérêt du diagnostic génétique devant une surdité dans la « vraie vie » : exemples concrets Sandrine MARLIN

16 Intérêt de la consultation de génétique des surdités : point de vue du psychologue Pascale GAVELLE, Sandrine MARLIN



18 Cas clinique

Surdité inter-générationnelle : une fatalité ?

Arnaud COEZ, Sandrine MARLIN, Isabelle ROUILLON

22 Audiométrie

Index d'articulation, audibilité, modèles prédictifs et concordance entre audiométrie tonale et audiométrie vocale

Fabien SELDRAN, Lionel COLLET, Stéphane GALLEGO

30 Traitement des acouphènes

Stimulation magnétique transcrânienne répétée (SMTr) et acouphènes subjectifs invalidants : limites et interrogations ?

Docteur Alain LONDERO



34 Métier et technique

La méthode CTM, utilisation quotidienne et applications aux nouvelles technologies

Thomas ROY



40 Interview

Jean-Luc PUEL Arnaud COEZ



46 Notes de lecture

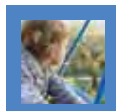
François DEGOVE



48 Veille acouphènes

Le « coping » ou comment fait-on face à l'acouphène ?

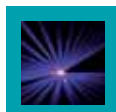
Philippe LURQUIN, Maud REAL



52 Veille implants cochléaires

Forces et limites des systèmes existants

Emeric KATONA



62 Veille technique

OTICON, PHONAK, SIEMENS, STARKEY, WIDEX



73 Actualités et agenda



79 Annonces

Liste des annonceurs

Annuaire Français
d'Audiophonologie
Phonak - Siemens
Sonic - Starkey
Widex

Les Cahiers de l'Audition
Janv./Fév. 2013 - Vol 26 - N 1

Le Collège National d'Audioprothèse

Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Eric BIZAGUET
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
eric.bizaguet@lcab.fr

Directeur de la publication

Christian RENARD
50, rue Nationale
59 000 Lille
Tél. 03 20 57 85 21
contact@laborenard.fr

Co-directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 70
arnaud.coez@lcab.fr

Rédacteur en chef

Paul AVAN
Faculté de Médecine
Laboratoire de Biophysique
28, Place Henri DUNANT - BP 38
63001 Clermont Ferrand Cedex
Tél. 04 73 17 81 35
paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation

MBQ
Stéphanie BERTET
32, rue du Temple
75004 Paris
Tél. 01 42 78 68 21
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités et annonces

Collège National d'Audioprothèse
Secrétariat
20 rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
cna.paris@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Janv./Fév. 2013 Vol. 26 N°1
Imprimé par Néo-typo - Besançon

Président	1 ^{er} Vice Président	2 ^e Vice Président	Président d'honneur	Trésorier général adjoint	Secrétaire Général	Secrétaire général adjoint
						
Eric BIZAGUET	Frank LEFEVRE	Stéphane LAURENT	Xavier RENARD	Jérôme JILLIOT	François LE HER	Arnaud COEZ

Membres du Collège National d'Audioprothèse

						
Kamel ADJOUT	Patrick ARTHAUD	Jean-Claude AUDRY	Bernard AZEMA	Jean BANCONS	Jean-Paul BERAHA	Hervé BISCHOFF
						
Geneviève BIZAGUET	Jean-Jacques BLANCHET	Daniel CHEVILLARD	Christine DAGAIN	Ronald DE BOCK	Xavier DEBRUILLE	François DEGÔVE
						
François DEJÉAN	Jean-Baptiste DELANDE	Xavier DELERCE	Matthieu DEL RIO	Charles ELCABACHE	Robert FAGGIANO	Stéphane GARNIER
						
Thierry GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD	Céline GUEMAS	Eric HANS	Bernard HUGON	Yves LASRY
						
Maryvonne NICOT-MASSIAS	Christian RENARD	Thomas ROY	Benoit ROY	Philippe THIBAUT	Jean-François VESSON	Frédérique VIGNAULT
						
Alain VINET	Paul-Edouard WATERLOT					

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

			
Jean-Pierre DUPRET	Jean OLD	Georges PEIX	Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

						
Roberto CARLE	Léon DODELE	Philippe ESTOPPEY	André GRAFF	Bruno LUCARELLI	Philippe LURQUIN	Leonardo MAGNELLI
						
Carlos MARTINEZ OSORIO	Thierry RENGLLET	Juan Martinez SAN JOSE	Christoph SCHWOB	Eie EL ZIR Membre Correspondant étranger associé		



Paul AVAN

Dans ce premier numéro de l'année 2013, les thèmes abordés convergent pour illustrer un défi que les Cahiers se font une mission de relever, celui de présenter aux lecteurs une approche scientifique sans concession. Pour autant, nous faisons le pari que directement de ces données scientifiques, émergent des idées pratiques, pour une prise en charge audioprothétique et globale moins empirique et plus efficace d'une surdité.

C'est le cas du dossier préparé par l'équipe du CHU Trousseau à Paris, prolongé plus loin par une étude de cas clinique éloquent. Il nous fait passer d'une vision très moléculaire et mécaniste -que sa logique rend toutefois très abordable malgré le niveau de pointe- à de véritables recommandations pour une intervention pratique auprès d'une personne sourde et de sa famille, avec des conséquences non négligeables en termes de prévention et de gestion de la vie quotidienne.

L'équipe lyonnaise nous propose une réflexion quantitative et raisonnée quant à l'intelligibilité de la parole. Cette réflexion est basée sur des études de haute tenue académiques mais, elles aussi, applicables avec grand profit au quotidien de l'audiologie.

L'équipe de l'HEGP examine un possible traitement des acouphènes sévères par stimulation magnétique transcrânienne. Cette technique déclinée de nombreuses manières en neurologie a des limites et soulève des interrogations, dont les patients doivent être informés par nous : incertitudes théoriques, effets secondaires, obstacles de faisabilité. Cependant elle a été déjà appliquée à des petites séries, de manière empirique, et il est temps de revenir à un questionnement de laboratoire.

Finalement, l'interview du mois ne pouvait pas mieux se fondre dans le contenu et les objectifs de ce numéro ! Elle revient sur la carrière et les fonctions de Jean-Luc PUEL, d'un prestigieux laboratoire de recherches à la direction universitaire d'un des cinq centres de formation d'audioprothésistes. Comment consacrer une carrière à l'amélioration des connaissances fondamentales au profit des étudiants que l'on forme, et qui voient ainsi la profession de leur choix tirée vers le haut ? Les Cahiers de l'Audition se réjouissent de voir toutes ces démarches ancrées dans la recherche et l'enseignement académiques, qui mettent la consolidation des pratiques au premier plan, plutôt que la multiplication de pratiquants peu formés.

Paul AVAN

3

BONNES RAISONS



1 | PLUS DE SONS

Un son généreux en entrée,
un son encore plus riche en
sortie.



2 | PLUS DE MOTS

Une intelligibilité de la
parole impressionnante.



3 | PLUS PERSONNEL

MY.WIDEX.COM, le meilleur
moyen de vous connecter à
vos patients.

DREAM™, la nouvelle série d'aides auditives de WIDEX.

Conçue sur une plate-forme technologique révolutionnaire TRUE-TIS, la série DREAM™ impose de nouvelles normes en termes de performance des aides auditives.

- **DREAM™** est disponible **dès maintenant** dans **tous les niveaux de gammes** (440, 330, 220 et 110).
- Nouveau COMPASS™ GPS, plus convivial, simple et intuitif.
- Et bien d'autres fonctionnalités à découvrir : accoutumance sur mesure, transposition fréquentielle dans tous les programmes, ZEN personnel...

Pour plus d'informations, consultez www.widexpro.fr

WIDEX[®]
OUIE POUR LA VIE

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



L'avenir s'est ouvert pour nos collègues orthophonistes qui viennent d'obtenir des Ministères de l'Enseignement Supérieur et de la Santé la reconnaissance de leur formation au grade de Master.

Cette reconnaissance est pour cette profession un jour historique et vient après de nombreuses années où 4 années d'études étaient reconnues au niveau Bac+2. Félicitations à la FNO, à sa présidente Nicole DENNI-KRICHEL et à tous ceux qui ont œuvré pour ce succès.

Plusieurs éléments sont à retenir. La formation passe à 5 ans, entraîne l'allongement d'un an de la durée des études. Cette amélioration de la formation se fait dans le cadre d'une profession dont le nombre est encadré par un numérus clausus, ce qui permet de connaître au préalable le coût financier du passage au niveau Master.

Cette profession a obtenu que l'évolution du niveau général de la formation corresponde à une élévation du niveau global de tout orthophoniste plutôt qu'à un diplôme à 2 vitesses où la prise en charge de certains soit réservée à quelques orthophonistes de grade Licence ayant passé une spécialité dans le cadre du Master. Ce dernier choix peut difficilement être appliqué à notre profession du fait des difficultés de formation de l'ensemble des audioprothésistes à la prise en charge de petites minorités qui ne nécessitent que l'intervention de quelques professionnels dont l'efficacité ne peut être corrélée qu'aux nombres de patients traités.

Des différences stratégiques existent, mais un message nous est transmis par les orthophonistes : Il faut toujours croire en ses idéaux et non aux rumeurs qui pendant des années ont soutenu que cette reconnaissance ne serait jamais possible pour des raisons administratives et financières. Il faut toujours poursuivre son action et sur le métier vingt fois remettre l'ouvrage, même si la cible semble inatteignable.

Que peut-on en conclure pour nous au regard de l'extraordinaire diversité de nos prises en charge ? Que le niveau Master est peut être notre Graal de demain, en tout cas pour ceux qui souhaitent s'occuper des nouvelles populations que nous ne prenions pas en charge en 1967 (date de création de la Loi qui régit notre profession) et qui sont nos patients de 2013, tels que les enfants, les nourrissons, les acouphéniques, les implantés et toutes les pathologies cognitives dont nous devons intégrer les effets dans nos activités professionnelles.

On ressent parfaitement cette évolution passée de notre profession dans l'interview que nous a accordé le Professeur Jean-Luc PUEL. On y comprend mieux notre futur car il y écrit un plaidoyer pour notre profession, nous indique la connaissance qu'il en a, aussi bien au niveau de la création nécessaire d'un Numérus Clausus pour une profession équilibrée que sur le besoin de créer un corps professoral en audioprothèse et des équipes d'audioprothésistes habilités à diriger des recherches cliniques. On y voit les progrès des connaissances concernant la cochlée et les prémices

de nouveaux traitements que l'audioprothésiste ne doit pas craindre, mais accompagner. L'acquisition de ces connaissances ne pourra sans doute pas se faire dans le cursus actuel et du temps supplémentaire devra être alloué pour compléter les bases actuelles de physiologique, de psychologique, de technologie, etc.

De cette interview, on peut retenir les points principaux que le Collège National d'Audioprothèse ne peut que cautionner et encourager. Le premier est la nécessité dans un premier temps de la reconnaissance de notre profession au grade de Licence en augmentant le nombre d'heures de cours en 3^{ème} année de façon à obtenir le nombre de points ECTS minimum pour accéder au niveau Licence ; Ce qui devrait être simple à obtenir dans le cadre de la réingénierie lancée pour l'introduction de notre profession dans le processus LMD.

Le deuxième point est la création d'un numérus clausus accompagnée d'une stabilisation du nombre des écoles afin de privilégier la qualité de la formation, l'existence de lieux de stage hospitalier à forte valeur ajoutée et l'utilisation cohérente du corps professoral actuel. Je ne peux que citer le Professeur PUEL pour qui ne pas créer une régulation du nombre des audioprothésistes formés serait « une folie qui verrait à terme la disqualification d'une profession de santé vers une activité purement commerciale ».

Le troisième est la promotion du Master en audiologie pour certains audioprothésistes afin d'améliorer les connaissances de base que devront posséder tous les diplômés au terme de la formation dans le cadre des futurs programmes du LMD. On ne peut en effet songer à former tous les audioprothésistes pour la prise en charge des minorités déjà citées plus haut car l'obtention du haut niveau nécessaire ne peut se faire que lors de stages très spécifiques dont le nombre restreint ne correspond pas à une formation généralisée.

Posséder les connaissances théoriques ne suffit plus pour ces patients particuliers dont la fragilité est grande et qui nécessitent un savoir faire disponible exclusivement après des stages pratiques.

Permettre seulement à quelques uns de prendre en charge les cas difficiles me semble cependant contraire à mon souhait d'élever le niveau général et ne peut s'entendre pour le long terme que si des passerelles existent au niveau de la formation continue complémentaire ou de la valorisation des acquis de l'expérience (dans le cadre exclusif de l'utilisation d'un diplôme d'audioprothésiste). Les réflexions engagées concernant ce sujet montrent l'importance des décisions actuelles car une nouvelle réingénierie n'interviendra que dans de nombreuses années. Les premières réunions commencent ce mois et devraient déboucher pour la rentrée universitaire 2013-2014 avec un nouveau programme et éventuellement de nouvelles dispositions de formation. Notre avenir se décide donc aujourd'hui. Mobilisons nous pour cette nouvelle étape en ayant une action syndicale et en continuant à nous former de façon continue en attendant que la loi nous y oblige.

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



Génétique et surdité

Introduction

La réhabilitation des surdités de l'adulte a bénéficié de progrès importants au cours des dernières années. Qu'il s'agisse des technologies numériques appliquées aux aides auditives et des nouvelles stratégies de codage du signal, ou des évolutions des implants cochléaires avec élargissement des indications, ces progrès permettent de répondre à un nombre croissant de déficits auditifs quelle que soit leur sévérité. Du point de vue diagnostic deux éléments sont à noter : l'apport de l'imagerie fine du rocher et des voies auditives par scanner et IRM, et le diagnostic génétique. Les adultes consultant pour une atteinte auditive de sévérité variable, en particulier pour les surdités de perception bilatérales, sont habituellement demandeurs de l'identification de la cause de celle-ci.

Les données cliniques et audiométriques permettent souvent d'évoquer la possibilité d'une cause héréditaire et de proposer une consultation de génétique spécialisée. Celle-ci a alors pour le médecin ORL plusieurs intérêts potentiels. Le premier est d'établir un diagnostic le plus précis possible, avec en fonction de la mutation isolée des incidences pronostiques individuelles et la possibilité d'un conseil génétique. Le second est d'inciter la réalisation d'une enquête familiale afin de dépister des atteintes auditives latentes. Enfin les modalités de la réhabilitation auditive à moyen et long terme seront mieux appréhendées par la connaissance du profil évolutif de l'atteinte auditive.

Didier BOUCCARA

En ce qui concerne la surdité de l'enfant, le rôle du médecin ORL audiophonologiste est multiple. Il est de son ressort de confirmer le diagnostic de surdité, de préciser son importance, son type et ses particularités. Avec l'annonce du diagnostic, l'accompagnement parental débute et se poursuit tout au long de la croissance de l'enfance vers l'âge adulte. Il s'agit bien sûr d'informer la famille (et l'enfant lui-même pour les plus grands), des principes de cette surdité et des possibilités de réhabilitation, mais aussi de repérer des difficultés associées et de savoir guider les premiers examens complémentaires indispensables. Les avancées techniques en terme de réhabilitation ont considérablement changé pronostic des surdités et la plupart des enfants tirent un bénéfice majeur de l'effet combiné de l'appareillage auditif - que ce soit la prothèse amplificatrice ou l'implant cochléaire selon le degré de la surdité - et de la rééducation orthophonique, leur permettant un développement de la parole et du langage oral le plus souvent. Parallèlement à ces avancées techniques, les moyens d'exploration se sont affinés et sont devenus plus accessibles aux jeunes enfants : raccourcissement des temps d'acquisition des coupes fines en imagerie, diversifications des différents outils d'électrophysiologie, adaptation des techniques d'examen vestibulaire, etc. De même les connaissances génétiques se sont très largement étoffées et la part de « causes d'origine inconnu » va en décroissant. L'ORL doit savoir orienter les familles vers le service de génétique après quelques examens de débrouillage, pour permettre de répondre à la demande non seulement des parents, mais aussi dans certains cas des adolescents et des adultes jeunes eux-mêmes. Pour les familles et pour les équipes soignantes, la recherche de la cause de la surdité permet de répondre à diverses questions : quel est le profil évolutif attendu de cette surdité, y a-t-il des particularités ou des difficultés qui pourraient être anticipées, s'agit-il d'une surdité syndromique qui justifierait d'une surveillance spécifique, quelle information donner aux autres membres de la famille, quels conseils pour les collatéraux. Il est important que l'ORL puisse proposer aux différents temps de prise en charge de l'enfant cette consultation, parfois à l'occasion d'une prise de conscience du jeune face à sa surdité, ou à l'occasion de questionnement d'une adulte jeune par rapport à sa descendance. Les explications sur la génétique en général, le brassage des gènes, les causes physiopathologiques de la surdité, permettent aux parents puis plus tard aux adolescents et adultes jeunes de pouvoir intégrer en conscience les orientations et les outils actuels de réhabilitation et de discuter des possibilités de futures thérapies.

Natalie LOUNDON

Apports d'une consultation de génétique chez un patient porteur d'une surdité



La surdité est le déficit sensoriel le plus fréquent. Dans les pays industrialisés, la prévalence de la surdité dans la période prélinguale est estimée à 1/1 000 naissances (Das, 1996). Un enfant sur 1000 développera un déficit auditif dans la période postlinguale. La survenue d'une surdité à l'âge adulte est fréquente. On considère que 2,3% de la population âgée de 60 à 70 ans souffrent d'une surdité sévère ou profonde. Les conséquences sociales de la surdité dépendent du moment d'apparition et de sa sévérité et touche principalement la communication et l'acquisition du langage.

La cause de la surdité (hors pathologie infectieuse de l'oreille moyenne) peut être extrinsèque (embryofoetopathie, méningite, traumatisme, ototoxicité médicamenteuse, traumatisme sonore, etc.), génétique ou les deux. Les surdités peuvent être classées selon le lieu du déficit : une anomalie de l'oreille externe et/ou moyenne conduisant à une surdité de transmission et une pathologie de l'oreille interne, de voies nerveuses ou des centres auditifs centraux ayant pour conséquence une surdité de perception ou neurosensorielle. Dans les pays industrialisés, on estime actuellement la part des surdités neurosensorielles génétiques à 2/3 des surdités de perception. Les surdités d'origine génétique sont classées selon deux grandes catégories : les surdités isolées estimées à 90% et les surdités syndromiques à 10%. La plupart des surdités héréditaires sont des maladies monogéniques mais il existe une grande hétérogénéité génétique.

Jusqu'à cette dernière décennie, en l'absence de connaissance des gènes impliqués dans les surdités non syndromiques, on considérait que les causes génétiques étaient minoritaires parmi l'ensemble des surdités, estimées à un tiers des cas chez l'enfant. La génétique des surdités isolées s'est développée de façon majeure depuis 1995 et plus de 80 gènes responsables chacun d'une forme de surdité sont actuellement connus. (Pour revue actualisée, voir le site « Hereditary Hearing Loss Homepage, (<http://hereditaryhearingloss.org>). Pour les surdités congénitales, dont l'épidémiologie est la mieux connue, on estime actuellement que 3/4 des surdités sont d'origine génétique, les autres causes étant environnementales. Ce bouleversement dans l'estimation de la part génétique des surdités est dû au fait que le développement de diagnostics moléculaires a permis de rattacher à une cause génétique la majorité des cas sporadiques de surdité, auparavant classifiés en « cause inconnue ». Cependant la relation entre gènes, phénotype clinique et mode de transmission de la surdité reste complexe : selon le type de mutation, un même gène peut être responsable d'une surdité autosomique récessive et/ou autosomique dominante et /ou d'une surdité syndromique.

Hormis les embryo-foetopathies dues par exemple à la rubéole ou au cyto-mégalo-virus, les surdités syndromiques ont une origine génétique. Plusieurs centaines d'associations syndromiques ont été décrites pour lesquelles la surdité peut être associée à des anomalies de tous les

organes (Gorlin, 2004). Les surdités syndromiques ne rendent compte que d'une faible proportion des surdités de l'enfant (10 à 15 % environ) et une part mal connue, probablement inférieure, des surdités de l'adulte. Il est cependant important de connaître et rechercher les principaux syndromes car la prise en charge et le bilan étiologique seront différents d'une surdité non syndromique. En raison du très grand nombre de syndromes rares avec surdité, toute pathologie malformative chez l'enfant doit faire pratiquer un bilan auditif systématique (oto-émissions acoustiques les premiers mois de vie ou tests subjectifs). De plus, pour les surdités syndromiques comprenant une atteinte malformative craniofaciale, la surdité est très souvent majorée par une otite chronique, et une surveillance otologique régulière s'impose.

Le développement de la génétique médicale au cours des quarante dernières années a précédé l'explosion récente de la génétique moléculaire. Elle intègre deux activités fondamentales : le diagnostic, qui se base face à une surdité sur l'enquête étiologique, et le conseil génétique. Le conseil génétique a pour but d'évaluer le risque de survenue ou de récurrence d'une maladie dans la descendance d'un couple et de l'aider dans sa décision parmi les différentes solutions qui s'offrent à lui. Il s'appuie avant tout sur un diagnostic génétique précis. Il se doit de tenir compte non seulement de la disponibilité des tests moléculaires mais aussi d'un cadre législatif précis.

Dans le cas de la surdité, la consultation de génétique est rarement motivée par la demande première de conseil génétique. La principale indication de cette consultation est la recherche d'un diagnostic étiologique précis. Le conseil génétique est recherché soit par un couple de parents entendants ayant un enfant sourd, soit par un couple d'adultes sourds (ou un couple « mixte ») soit enfin par une personne ayant dans son entourage proche une personne sourde (frère-sœur-parent).

Les buts de cette consultation sont :

- d'établir le caractère génétique ou extrinsèque du déficit,
- de rechercher des anomalies associées,
- d'établir un pronostic évolutif de la surdité,
- d'aider à la prise en charge du déficit auditif,
- d'évaluer un risque de récurrence lors d'une prochaine grossesse ou à une prochaine génération,
- de dépister d'éventuels autres sujets atteints au sein d'une famille.

A ce jour, aucun traitement curatif n'est disponible en cas de surdité de perception isolée, mais la mise en évidence des origines génétiques des surdités permet de mieux comprendre le fonctionnement normal d'une oreille et les mécanismes à l'origine des surdités. Ce pourrait être le premier pas vers l'élaboration d'une thérapeutique.

Grâce à quelques exemples, nous tenterons d'illustrer les différents apports d'une consultation de « génétique des surdités ».

S. MARLIN 1,2,3
L. JONARD 1,3,4
N. LOUNDON 1,5
S. GHERBI 1,2,3
D. BOUCARRA 1
M. LOUHA 1,2,4
R. COUDERC 1,2,4
En.
GARABEDIAN 1,3,5
F. DENOYELLE 1,3,5

1. Centre de Référence des Surdités Génétiques, Hôpital Trousseau, APHP, Paris.
2. Service de Génétique et d'Embryologie médicale, Hôpital Trousseau, APHP, Paris.
3. Inserm U587, Hôpital Trousseau, APHP, Paris.
4. Service de Biochimie et Biologie moléculaire, Hôpital Trousseau, APHP, Paris.
5. Service d'ORL pédiatrique, Hôpital Trousseau, APHP, Paris.

1

Etablir le pronostic évolutif d'une surdité

Le gène SLC26A4, PDS est responsable à la fois d'une forme syndromique de surdité : le syndrome de Pendred (associée à un goitre +/- une hypothyroïdie) et d'une forme isolée de surdité de transmission autosomique récessive (Baldwin 1995, Li 1998). La surdité endocochléaire est bilatérale prélinguale ou postlinguale précoce de sévérité variable, parfois asymétrique, avec malformations de l'oreille interne. Ces malformations sont visualisables sur un scanner ou une IRM des rochers. Il s'agit au minimum d'une dilatation bilatérale des aqueducs de vestibule (DAV), éléments anatomiques qui contiennent les sacs endolymphatiques. La DAV peut être associée à une cochlée incomplète (malformation de Mondini). Les tests vestibulaires sont anormaux, hypo ou aréflexie, dans la moitié des cas.

Seuls 40% des patients présentant une surdité isolée bilatérale avec DAV bilatérale ont au moins une mutation de SLC26A4 (Albert, 06). A l'inverse, la quasi-totalité des patients présentant un syndrome de Pendred portent des mutations de SLC26A4. Cependant, compte tenu de l'absence de relation génotype/phénotype, il est parfois difficile de définir une frontière entre la forme isolée et la forme syndromique d'atteinte de ce gène puisqu'au sein de familles atteintes d'un syndrome de Pendred, un ou plusieurs individus peuvent ne pas développer d'atteinte thyroïdienne.

Dans le syndrome de Pendred, l'âge d'apparition du goitre thyroïdien est variable, le plus souvent au cours de la deuxième décennie (70% des patients n'ont pas de goitre à 10 ans). Le syndrome de Pendred se présente donc comme une surdité isolée pendant de nombreuses années. Le goitre s'associe à une hypothyroïdie dans 50% des cas (Reardon 1999).

Que ce soit dans sa forme isolée ou dans le syndrome de Pendred, les mutations de SLC26A4 sont responsables d'une surdité qui, lorsqu'elle n'est pas très profonde d'emblée, évolue par paliers d'aggravation brutale suivis d'une récupération en général partielle. Ces fluctuations sont extrêmement handicapantes et angoissantes et créatrices de difficultés d'appareillage.

La reconnaissance des surdités dues aux mutations de SLC26A4, 8% des surdités isolées de l'enfant, est importante pour le conseil génétique mais aussi pronostique, car la fluctuation et l'évolutivité prévisible du déficit auditif peuvent influencer sur l'orientation éducative et faire prendre des précautions vis à vis des microtraumatismes (certains sports, barotraumatismes) qui seraient un facteur favorisant la dégradation de l'audition. La mise en évidence d'une mutation de SLC26A4 doit conduire à une surveillance thyroïdienne annuelle jusqu'à l'âge adulte. Enfin le déficit auditif pouvant ne pas être congénital mais n'apparaître que pendant les premières années de vie ou être unilatéral au début, un diagnostic génétique pourra être proposé à la fratrie d'un enfant atteint afin de cibler la surveillance audiolinguistique et thyroïdienne et d'améliorer la prise en charge.

2

Recherche des anomalies associées et améliorer la prise en charge

Le syndrome de Usher (1/ 25 000) est une pathologie hétérogène sur le plan clinique puisque trois formes sont distinguées, et sur le plan génétique, puisque 9 gènes ont été clonés (toutes formes cliniques confondues). On retrouve l'association d'une surdité

neurosensorielle d'origine cochléaire et d'une rétinite pigmentaire évolutive dans toutes les formes de ce syndrome. La précocité et la sévérité des atteintes auditives et rétinienues ainsi que l'existence d'une anomalie vestibulaire associée permettent de les différencier. La transmission autosomique récessive est commune à toutes les formes cliniques de SU (Bonnet 2011). Le type 1 de SU est le plus sévère puisqu'il se traduit par une surdité profonde bilatérale congénitale, une aréflexie vestibulaire congénitale bilatérale se manifestant par un retard des acquisitions motrices pendant les premières années de vie et une rétinite pigmentaire apparaissant cliniquement vers l'âge de l'adolescence et évoluant vers une restriction sévère du champ visuel à l'âge adulte. Il n'existe pas de malformation de l'oreille interne. Le diagnostic doit être suspecté devant tout enfant présentant une surdité profonde congénitale bilatérale, sans malformation de l'oreille interne, avec retard moteur sans autres signes neurologiques. Le diagnostic est clinique et repose sur un ERG (électrorétinogramme) perturbé dès les premières années de vie, bien avant l'apparition de signes ophtalmologiques ou de pigmentation sur la rétine (Flores-Guevara, 2009, 500-7).

Le syndrome de Usher de type I est une indication d'implant cochléaire précoce et bilatéral pour obtenir une compréhension du langage sans lecture labiale et une communication orale chez ces enfants qui vont devenir sourds-aveugles à l'âge adulte. Faire le diagnostic par le fond d'œil à 4 ans est donc déjà tard (Loundon 2003, 216-21).

Un diagnostic d'un syndrome de Usher de type 1 va donc influencer sur la prise en charge de l'enfant, son projet éducatif et professionnel. De plus en l'absence de traitement de la rétinite pigmentaire, le handicap généré par le US est considéré comme d'« une particulière gravité », selon les termes de la loi de Bioéthique, permettant d'accéder à une demande de diagnostic prénatal en cas d'antécédent familial.

3

Orienter la prise en charge

Starr (1998) a le premier utilisé le terme de neuropathie auditive (NA) pour désigner chez l'adulte des surdités, souvent bilatérales, associées à une altération des PEA contrastant avec la présence d'otoémissions acoustiques (OEA) normales. Ces formes sont maintenant mieux connues chez l'adulte et l'enfant et justifient de pratiquer des otoémissions pour les individualiser, au cours de la prise en charge d'une surdité de perception. La fréquence de ces surdités est très élevée (1%) chez les nouveaux-nés hospitalisés en Soins Intensifs, justifiant un dépistage de surdité par les potentiels évoqués plutôt que par OEA dans cette population. La prévalence parmi l'ensemble des surdités reste encore un sujet de débat avec une fréquence entre 5-10%. Le déficit peut siéger soit au niveau de la synapse CCI (cellules ciliées internes) neurones soit au sein du nerf auditif (pour revue voir Les Cahiers de l'Audition - Vol. 20 - n°6 - Novembre/Décembre 2007). Le choix de la réhabilitation auditive et de son pronostic est éminemment lié à la physiopathologie de la NA.

Le gène OTOF, codant pour l'otoférine, est le premier gène qui ait été identifié dans une surdité répondant à la définition d'une neuropathie auditive (Yasunaga, 94). Il s'agit d'une surdité bilatérale profonde isolée caractérisée par la préservation initiale des oto-émissions acoustiques (OEA), malgré l'absence de PEA enregistrables (Varga, 03), de transmission autosomique récessive. Le scanner ou l'IRM des rochers ne retrouvent pas de malformation. Les OEA peuvent être enregistrées normalement pendant les premières années de



vie puis disparaissent progressivement. Une mutation différente d'OTOF, Q829X, semble récurrente. Elle est retrouvée dans 2 à 3% des surdités prélinguales isolées profondes en Espagne et en France (Gallo, 05). L'étude de l'otoferline chez la souris a permis de localiser son expression dans les cellules ciliées cochléaires et vestibulaires. Dans l'organe de Corti, au cours des stades précoces de ce développement, elle est retrouvée exclusivement au niveau des CCI, ce qui permet d'expliquer que l'on enregistre des OEA (testant uniquement la fonction des cellules ciliées externes, CCE) normales alors qu'il existe un déficit auditif profond. Plus tard, elle s'exprimera aussi au niveau des CCE, ce qui rend compte de la disparition secondaire des OEA chez les sujets atteints. Au sein de la cellule ciliée interne l'otoferline joue un rôle dans l'exocytose des vésicules synaptiques vers la synapse afférente (Roux, 06). Les patients porteurs de mutation dans OTOF présentent donc une synaptopathie de la cellule ciliée. La localisation cochléaire du déficit auditif de DFNB9 est corroborée par le bon résultat qui est généralement obtenu après implantation cochléaire chez les patients (Rouillon, 06).

La mise en évidence d'une mutation d'OTOF modifie donc radicalement la prise en charge du patient.

Affirmer le caractère génétique de la surdité et évaluer le risque de récurrence pour les futures grossesses

Le premier locus de surdité isolée de transmission autosomique récessive, DFNB1, fut rapporté en 1994 grâce à l'étude de deux familles tunisiennes consanguines touchées par une surdité prélinguale profonde. En 1997, des mutations du gène codant pour la connexine 26 (GJB2) ont été détectées dans la forme de surdité isolée de transmission autosomique récessive DFNB1 (Kelsell et al, 1997). La surdité DFNB1 se caractérise par sa survenue dans la période prélinguale, son atteinte cochléaire exclusive sans atteinte vestibulaire associée et sa relative stabilité dans le temps (dans au moins les deux tiers des cas). La sévérité de l'atteinte est variable même à l'intérieur d'une même famille, rendant le conseil génétique pour une grossesse ultérieure difficile. La courbe audiométrique est le plus souvent fortement descendante dans les fréquences aiguës, ou plate touchant toutes les fréquences avec la même sévérité. Le scanner des rochers ne met jamais en évidence de malformation cochléo-vestibulaire. Cette forme de surdité représente un pourcentage variable en fonction des origines ethniques (**Figure 1**). En France, 30 % des formes de surdités isolées sont dues à des mutations de GJB2 (Marlin 2005). Plus de cinquante mutations supprimées délétères et de nombreux polymorphismes ont été décrits.

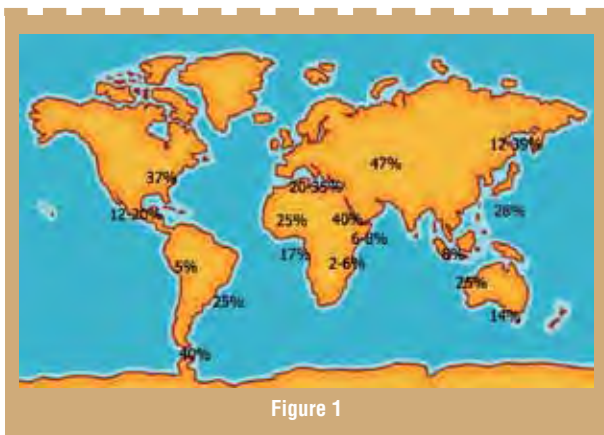


Figure 1

Cependant certaines mutations apparaissent comme majoritaires : 35delG en Europe (jusqu'à 85% des mutations), 167delT dans la population juive Ashkénaze et 265delC en Asie (fig). Il existe également de nombreux polymorphismes rendant parfois l'interprétation du diagnostic moléculaire délicat (Marlin S, 2001). La prévalence de la mutation 35delG à l'état hétérozygote dans la population entendante est estimée de 2 à 4% ; elle peut donc être considérée comme une des mutations pathogènes humaines les plus fréquentes, avec la mutation F508 du gène CFTR responsable de la mucoviscidose.

La mise en évidence de mutations pathogènes sur les deux allèles de GJB2 devant un cas sporadique de surdité congénitale permet d'affirmer le caractère génétique de la surdité et de donner aux familles le risque de récurrence, d'en affirmer le caractère isolé et peu évolutif.

4

Prévenir l'apparition d'une surdité et dépister les personnes à risque

L'ADN mitochondrial code pour 13 protéines, 2 ARNs ribosomiaux et 22 ARNs de transfert qui sont utilisés lors de l'assemblage du système de synthèse protéique de la mitochondrie. Les protéines codées interagissent avec une soixantaine de gènes nucléaires dans la formation des 5 complexes enzymatiques de la phosphorylation oxydative impliqués dans la synthèse d'ATP et le transport d'électrons.

Les pathologies mitochondriales touchent donc les deux sexes mais ne sont transmises que par les mères. Le taux d'ADN mitochondrial muté peut être hétérogène à l'intérieur d'un même organe (ce phénomène est appelé hétéroplasmie). La sévérité des signes cliniques n'est pas toujours corrélée au taux d'ADN muté.

De nombreuses mutations mitochondriales ont été retrouvées dans de nombreuses formes de surdités syndromiques en particulier à des signes neurologiques (MELAS, MERF) ou à un diabète (MIDD).

En 1992, la description par Jaber d'une famille arabe d'origine israélienne, dans laquelle se transmettait une surdité isolée, a permis d'évoquer pour la première fois la possible implication d'une mutation mitochondriale (Jaber 92). Ultérieurement, une mutation 1555A>G dans le gène mitochondrial 12SrRNA fut identifiée dans cette famille (Prezant 93).

La surdité est isolée, d'origine cochléaire (Levêque 2007). La date de survenue du trouble auditif est extrêmement variable, parfois congénitale il peut n'apparaître que plus tardivement. Le degré de sévérité est également variable, un sujet porteur de la mutation peut être soit sourd profond soit asymptomatique. La surdité peut survenir spontanément ou après un traitement par des aminosides. La prise d'aminosides rend la pénétrance du trouble auditif complète, augmente sa sévérité et sa précocité. Des atteintes vestibulaires en l'absence de traitement par aminosides et des acouphènes ont été décrits. Le scanner du rocher était normal (Braverman 96). La prévalence de cette mutation est très variable d'une population à l'autre allant de 10 % (Usami 2000) à 27 % (Estivill 98) des surdités familiales. Sa fréquence est beaucoup plus faible dans les formes sporadiques à l'exception des patients d'origines chinoise et espagnole.

La toxicité cochléaire et vestibulaire des aminosides est connue depuis que ces antibiotiques sont utilisés et rapidement une susceptibilité familiale à ce traitement a été notée. La mutation 1555A>G a été identifiée aux Etats-Unis dans 15% des cas sporadiques présentant une surdité survenue après un traitement par les aminosides

(Fischel 97), 5% au Japon (Hutchin 93), 2,78% en Chine (Shohat 99). La mutation 1555A>G touche une région très conservée du gène 12SrRNA qui est impliquée, dans d'autres espèces, dans la liaison aux aminosides et dans laquelle des mutations entraînent une résistance à ces antibiotiques (Sprangler 85). La mutation 1555A>G entraîne des modifications structurales augmentant la liaison aux aminosides.

L'étude des causes mitochondriales des surdités isolées a d'ors et déjà eu des conséquences cliniques importantes en permettant le dépistage des patients porteurs de la mutation 1555A>G lors d'une surdité survenant après une administration d'aminosides ou de transmission maternelle afin de donner un conseil génétique et de mettre en place des méthodes préventives chez l'ensemble des sujets à risque (lignées maternelles).

5 Perspectives

Les premières études de thérapies génétique et/ou cellulaire conduites chez l'animal ouvrent des perspectives prometteuses (El Amraoui, MS, 2010, 981). L'utilisation de ces traitements chez l'homme passera par une phase préliminaire obligatoire de mise en évidence de la cause du déficit auditif chez chaque patient.

D'une manière plus générale, la compréhension de la physiopathologie du la surdité est une étape indispensable pour élaborer de nouveaux traitements.

En pratique, l'enquête étiologique d'une surdité doit être menée dans un centre spécialisé. Actuellement, il existe dans chaque région française au moins un centre de compétence « surdités génétiques » réunissant une équipe de généticien et une équipe d'ORL. Un examen clinique complet de chaque patient, un interrogatoire précis et complet sur les antécédents personnels (Facteurs extrinsèques, signes associés) et familiaux (troubles auditifs, signes associés possibles) est mené. Le phénotype de la surdité est défini : date de début, évolution, fluctuation, symétrie, type de déficit, forme de la courbe, âge des différentes étapes motrices, qualité du langage, présence d'acouphènes et de vertiges, résultats des épreuves vestibulaires et des Potentiels Evoqués Auditifs, présence d'otoémissions acoustiques, scanner ou IRM des rochers. Quelques examens paracliniques systématiques sont effectués afin d'éliminer une forme syndromique non connue. Au terme de cette consultation, des tests génétiques pourront être proposés si une étiologie est suspectée.

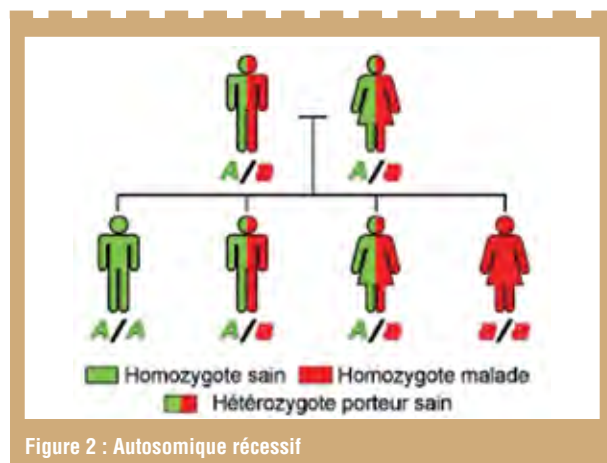


Figure 2 : Autosomique récessif

6 Lexique

Surdité isolée : le déficit auditif est le seul signe clinique

Surdité syndromique : la surdité s'associe à d'autres signes cliniques

Maladie monogénique : l'atteinte d'un seul gène suffit à développer la pathologie

Hétérogénéité génétique : plusieurs gènes différents sont responsables de la même pathologie

- **Autosomique récessif (AR)** : dans ce mode de transmission, les deux parents sont normoentendants, porteurs d'une copie anormale (allèle) du gène en cause, et statistiquement un quart des enfants (garçon ou fille) sont sourds, porteurs de mutations sur les deux allèles du gène. Le mode de transmission autosomique récessif est favorisé par la consanguinité. On estime qu'environ 90% des surdités prélinguales isolées se transmettent sur le mode AR. (Figure 2)

- **Autosomique dominant (AD)** : dans les familles atteintes de surdité autosomique dominante, l'un des parents est sourd et porte sur un seul allèle du gène la mutation pathogène, mutation qu'il va transmettre à la moitié de ses enfants qui seront alors sourds. L'expressivité est très souvent variable dans ce mode de transmission, plusieurs sujets atteints dans la famille pouvant présenter des surdités de sévérité très différente, et surtout lorsque la surdité est syndromique, les signes associés au syndrome peuvent être absents ou discrets chez certains sourds de la famille, chez qui la surdité paraît alors isolée. A l'inverse, certains porteurs de l'anomalie génétique peuvent être entendants et ne présenter que certains des signes associés. Ce mode de transmission est majoritaire dans les surdités apparaissant à l'âge adulte (Figure 3).

- **Lié à l'X** : le gène en cause est situé sur le chromosome X. Chez les garçons qui n'ont qu'un X, la maladie s'exprime et ils sont donc atteints de surdité. Ils transmettront l'X porteur de la mutation génétique à leurs filles. Chez les femmes, l'X porteur de la mutation génétique est en général « compensé » par le deuxième X normal. Rarement, les transmettrices sont aussi atteintes de surdité, de façon moins sévère que les garçons.

- **Le mode de transmission mitochondrial** : le génome mitochondrial est un fragment d'ADN situé hors du noyau de la cellule, dans la mitochondrie. Il est transmis par la mère. Lorsqu'un gène de surdité est situé sur l'ADN mitochondrial, l'arbre généalogique est caractéristique car hommes et femmes peuvent être sourds, mais seules les femmes pourront transmettre la surdité à leurs enfants qui sont

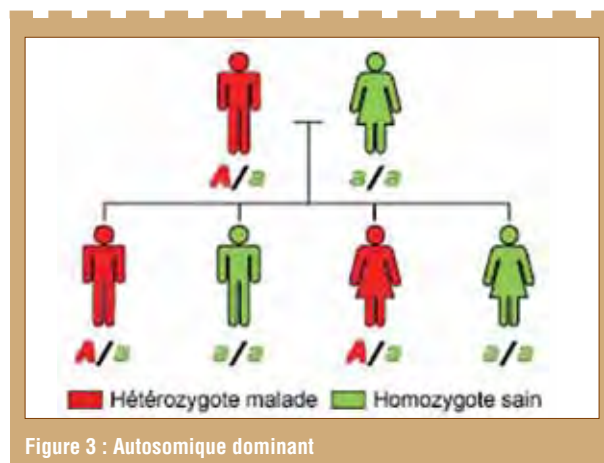


Figure 3 : Autosomique dominant



en théorie tous sourds dans la fratrie. L'expression d'une anomalie mitochondriale est souvent très variable d'une personne à l'autre.

En pratique, l'enquête étiologique d'une surdité doit être menée dans un centre spécialisé. Actuellement, il existe dans chaque région française au moins un centre de compétence « surdités génétiques » réunissant des équipes de généticiens et d'ORL.

Un examen clinique complet de chaque patient est effectué. Un interrogatoire précis et complet sur les antécédents personnels (cause extrinsèque, signes associés) et familiaux (déficit auditif, signes associés) est mené. Le phénotype audiologique est défini : date de début, évolution, fluctuation, symétrie, type de déficit, forme de la courbe, âge des différentes étapes motrices, qualité du langage, présence d'acouphènes et de vertiges, résultats des épreuves vestibulaires, etc. Des examens paracliniques systématiques sont demandés : scanner des rochers, examen ophtalmologique avec fond d'œil, audiométrie de la fratrie et si possible des parents. Une recherche de CMV sera faite sur le papier Guthrie dès que possible, en cas de destruction une sérologie sera demandée chez l'enfant sourd +/- sa mère. D'autres examens sont prescrits en fonction du contexte : ECG si surdité congénitale profonde, recherche d'hématurie-protéinurie si surdité évolutive, ERG si surdité profonde et retard moteur, échographie rénale si présence d'une malformation branchiale, etc.

Au terme de cette consultation, des tests génétiques (étude d'un gène ciblé, caryotype standard, cytogénétique moléculaire, etc.) pourront être proposés si une étiologie est suspectée et si une confirmation biologique est disponible.

La recherche étiologique dans les surdités de perception, est fondée avant tout sur un interrogatoire et un examen clinique très détaillés. Sauf cas particulier, il est souhaitable de dissocier l'enquête étiologique de l'annonce de la surdité, et d'attendre quelques mois que la prise en charge audioprothétique, orthophonique et éducative soit mise en place. Après cette période initiale de diagnostic et de prise en charge de la surdité, le rôle de l'ORL est fondamental pour initier la recherche étiologique.

7

Bibliographie

- Das VK. Aetiology of bilateral sensorineural hearing impairment in children: a 10 year study. *Arch. Dis. Child.* 1996 janv;74(1):8-12.
- Toriello HV, Reardon W, Gorlin RJ. *Hereditary Hearing Loss and Its Syndromes*. 2e éd. OUP USA; 2004.
- Baldwin CT, Weiss S, Farrer LA, De Stefano AL, Adair R, Franklyn B, et al. Linkage of congenital, recessive deafness (DFNB4) to chromosome 7q31 and evidence for genetic heterogeneity in the Middle Eastern Druze population. *Hum. Mol. Genet.* 1995 sept;4(9):1637-42.
- Li XC, Everett LA, Lalwani AK, Desmukh D, Friedman TB, Green ED, et al. A mutation in PDS causes non-syndromic recessive deafness. *Nat. Genet.* 1998 mars;18(3):215-7.
- Albert S, Blons H, Jonard L, Feldmann D, Chauvin P, Loundon N, et al. SLC26A4 gene is frequently involved in nonsyndromic hearing impairment with enlarged vestibular aqueduct in Caucasian populations. *Eur. J. Hum. Genet.* 2006 juin;14(6):773-9.
- Reardon W, Coffey R, Chowdhury T, Grossman A, Jan H, Britton K, et al. Prevalence, age of onset, and natural history of thyroid disease in Pendred syndrome. *J. Med. Genet.* 1999 août;36(8):595-8.
- Bonnet C, Grati M, Marlin S, Levilliers J, Hardelin J-P, Parodi M, et al. Complete exon sequencing of all known Usher syndrome genes greatly improves molecular diagnosis. *Orphanet J Rare Dis.* 2011 mai 11;6(1):21.
- Flores-Guevara R, Renaud F, Loundon N, Marlin S, Pelosse B, Momtchilova M, et al. Usher syndrome type 1: early detection of electroretinographic changes. *Eur. J. Paediatr. Neurol.* 2009 nov;13(6):505-7.
- Loundon N, Marlin S, Busquet D, Denoyelle F, Roger G, Renaud F, et al. Usher syndrome and cochlear implantation. *Otol. Neurotol.* 2003 mars;24(2):216-21.
- Starr A, Picton TW, Sininger Y, Hood LJ, Berlin CI. Auditory neuropathy. *Brain.* 1996 juin;119 (Pt 3):741-53.
- Yasunaga S, Grati M, Cohen-Salmon M, El-Amraoui A, Mustapha M, Salem N, et al. A mutation in OTOF, encoding otoferlin, a FER-1-like protein, causes DFNB9, a nonsyndromic form of deafness. *Nat. Genet.* 1999 avr;21(4):363-9.
- Varga R, Kelley PM, Keats BJ, Starr A, Leal SM, Cohn E, et al. Nonsyndromic recessive auditory neuropathy is the result of mutations in the otoferlin (OTOF) gene. *J. Med. Genet.* 2003 janv;40(1):45-50.
- Gallo-Terán J, Morales-Angulo C, Sánchez N, Manrique M, Rodríguez-Ballesteros M, Moreno-Pelayo MA, et al. [Auditory neuropathy due to the Q829X mutation in the gene encoding otoferlin (OTOF) in an infant screened for newborn hearing impairment]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2006 sept;57(7):333-5.
- Roux I, Safieddine S, Nouvian R, Grati M, Simmler M-C, Bahloul A, et al. Otoferlin, defective in a human deafness form, is essential for exocytosis at the auditory ribbon synapse. *Cell.* 2006 oct 20;127(2):277-89.
- Rouillon I, Marcolla A, Roux I, Marlin S, Feldmann D, Couderc R, et al. Results of cochlear implantation in two children with mutations in the OTOF gene. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2006 avr;70(4):689-96.
- Kelsell DP, Dunlop J, Stevens HP, Lench NJ, Liang JN, Parry G, et al. Connexin 26 mutations in hereditary non-syndromic sensorineural deafness. *Nature.* 1997 mai 1;387(6628):80-3.
- Marlin S, Feldmann D, Blons H, Loundon N, Rouillon I, Albert S, et al. GJB2 and GJB6 mutations: genotypic and phenotypic correlations in a large cohort of hearing-impaired patients. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 2005 juin;131(6):481-7.
- Marlin S, Garabédian EN, Roger G, Moatti L, Matha N, Lewin P, et al. Connexin 26 gene mutations in congenitally deaf children: pitfalls for genetic counseling. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 2001 août;127(8):927-33.
- Jaber L, Shohat M, Bu X, Fischel-Ghodsian N, Yang HY, Wang SJ, et al. Sensorineural deafness inherited as a tissue specific mitochondrial disorder. *J. Med. Genet.* 1992 févr;29(2):86-90.
- Prezant TR, Agopian JV, Bohlman MC, Bu X, Oztas S, Qiu WQ, et al. Mitochondrial ribosomal RNA mutation associated with both antibiotic-induced and non-syndromic deafness. *Nat. Genet.* 1993 juill;4(3):289-94.
- Lévêque M, Marlin S, Jonard L, Procaccio V, Reynier P, Amati-Bonneau P, et al. Whole mitochondrial genome screening in maternally inherited non-syndromic hearing impairment using a microarray resequencing mitochondrial DNA chip. *Eur. J. Hum. Genet.* 2007 nov;15(11):1145-55.
- Braverman I, Jaber L, Levi H, Adelman C, Arons KS, Fischel-Ghodsian N, et al. Audiovestibular findings in patients with deafness caused by a mitochondrial susceptibility mutation and precipitated by an inherited nuclear mutation or aminoglycosides. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 1996 sept;122(9):1001-4.
- Usami S, Abe S, Akita J, Namba A, Shinkawa H, Ishii M, et al. Prevalence of mitochondrial gene mutations among hearing impaired patients. *J. Med. Genet.* 2000 janv;37(1):38-40.
- Estivill X, Govea N, Barceló E, Badenas C, Romero E, Moral L, et al. Familial progressive sensorineural deafness is mainly due to the mtDNA A1555G mutation and is enhanced by treatment of aminoglycosides. *Am. J. Hum. Genet.* 1998 janv;62(1):27-35.
- Fischel-Ghodsian N, Prezant TR, Chaltraw WE, Wendt KA, Nelson RA, Arnos KS, et al. Mitochondrial gene mutation is a significant predisposing factor in aminoglycoside ototoxicity. *Am J Otolaryngol.* 1997 juin;18(3):173-8.
- Hutchin T, Haworth I, Higashi K, Fischel-Ghodsian N, Stoneking M, Saha N, et al. A molecular basis for human hypersensitivity to aminoglycoside antibiotics. *Nucleic Acids Res.* 1993 sept 11;21(18):4174-9.
- Shohat M, Fischel-Ghodsian N, Legum C, Halpern GJ. Aminoglycoside-induced deafness associated with the mitochondrial DNA mutation A1555G. *Am J Otolaryngol.* 1999 févr;20(1):64-7.
- Spangler EA, Blackburn EH. The nucleotide sequence of the 17S ribosomal RNA gene of *Tetrahymena thermophila* and the identification of point mutations resulting in resistance to the antibiotics paromomycin and hygromycin. *J. Biol. Chem.* 1985 mai 25;260(10):6334-40.
- El-Amraoui A, Petit C. [Stem cell therapy in the inner ear: recent achievements and prospects]. *Med Sci (Paris).* 2010 nov;26(11):981-5.



Nouveaux tests génétiques, génétique prénatale et surdité

**Sandrine
MARLIN**
Centre de Référence
des Surdités
Génétiques
Service de Génétique
Hôpital Trousseau,
APHP, Paris

Le paysage des connaissances génétiques et des tests moléculaires qui en découlent est en évolution rapide. Des progrès significatifs sont enregistrés dans l'interprétation de notre génome, dans la compréhension du passage du génotype au phénotype et de la séquence génomique à la fonction protéique. Les possibilités techniques sont de plus en plus étendues et le coût chute de manière exponentielle pour beaucoup d'analyses : il sera bientôt possible de tester un millier de gènes chez un individu pour quelques centaines d'euros.

Mais quelles sont les conséquences de ces nouvelles découvertes scientifiques et d'un accès facilité à des technologies de diagnostic de plus en plus sophistiquées ?

Un test génétique peut être effectué sur des cellules recueillies par différents types de prélèvement (sang, liquide amniotique, cheveux, salive, etc.) chez un patient enfant ou adulte, un apparenté sain ou un fœtus. La pratique, l'analyse et le rendu des résultats de ces tests sont encadrés par les lois de bioéthique de chaque pays.

1

Diagnostiques prénatal et pré-implantatoire

Le diagnostic prénatal (DPN) peut s'adresser à un couple dont au moins un des membres se sait porteur d'une anomalie génétique ou qui a donné naissance lors d'une grossesse précédente à un enfant atteint d'une maladie génétique ; ou permettre de confirmer une maladie génétique soupçonnée lors des échographies pratiquées de façon systématique au cours de la grossesse ¹.

Le diagnostic prénatal a pour finalité d'informer le couple de la naissance à venir d'un enfant atteint d'une maladie pouvant être sévère et d'en préciser le diagnostic. Il revient au couple de prendre la décision, soit de demander une interruption médicale de grossesse, soit d'accepter de poursuivre la grossesse tout en assurant la meilleure prise en charge de l'enfant à sa naissance. Lorsque l'interruption de la grossesse est envisagée au motif qu'il existe « **une forte probabilité que l'enfant à naître soit atteint d'une affection d'une particulière gravité reconnue comme incurable au moment du diagnostic** », une équipe pluridisciplinaire agréée, « centres pluridisciplinaires de diagnostic prénatal » (CPDPN), est chargée d'examiner la demande de la femme et de rendre un avis consultatif.

Si au terme de la concertation de cette équipe, il apparaît à deux médecins (gynécologue Obstétricien et/ou échographiste et/ou généticien et/ou pédiatre du Centre) qu'il existe une forte probabilité que l'enfant à naître soit atteint d'une affection d'une particulière gravité reconnue comme incurable au moment du diagnostic, ceux-ci établissent une attestation autorisant la réalisation de l'interruption au sein du CPDPN.

Le diagnostic prénatal nécessite habituellement une amniocentèse avec culture et examen des cellules du liquide amniotique ou une choriocentèse avec prélèvement de cellules du trophoblaste. Cependant, il sera bientôt possible d'examiner l'ADN des cellules fœtales circulant dans le sang maternel. L'identification d'une anomalie génétique chez le propositus (premier enfant ou adulte) est la condition indispensable à tout DPN pour risque de récurrence.

Le diagnostic préimplantatoire (DPI) est plus rarement réalisé du fait de ses contraintes et le taux faible de naissance (moins de 20%). Il suppose une stimulation ovarienne, puis le tri des embryons après prélèvement d'une ou deux cellules trois jours après une fécondation in vitro et enfin l'implantation intra utérine des embryons sélectionnés ². Il permet de ne transférer que les embryons indemnes de la maladie génétique présente dans la famille et confirmée par une anomalie génétique identifiée (chromosomique ou génique). Il concerne principalement les couples risquant de transmettre une maladie génétique grave, qui ont un enfant déjà atteint et qui ont déjà dû recourir à une interruption médicale de grossesse lors d'un diagnostic prénatal positif antérieur. En France, les pathologies et les couples pris en charge ainsi que le cadre réglementaire du DPI sont très proches de ceux du DPN, mais des indications propres au DPI émergent peu à peu. Il s'agit en particulier de certaines pathologies pour lesquelles un DPN est discuté pour des raisons d'éthique et donc pour les quelles le DPN est souvent considéré comme la moins mauvaise solution pour ces couples qui refusent de prendre le risque d'avoir un enfant atteint.

En matière de surdité, deux cadres doivent être distingués :
- les surdités syndromiques entraînant un surhandicap (syndrome de Usher, syndrome d'Alport, syndrome de Wolfram, syndrome CHARGE, etc.) et les surdités isolées avec pronostic prothétique réservé,
- les surdités isolées candidates à un appareillage ou un implant cochléaire.

Dans le premier groupe, les demandes par les couples de DPN et de DPI sont communes et acceptées par les CPDPN en France.

Dans le second groupe et en raison des résultats de l'implant cochléaire précoce, les demandes de DPN et de DPI sont rares. Sauf cas particulier, le DPN n'est pas pratiqué en France, la surdité n'étant pas reconnue alors comme « une affection d'une particulière gravité reconnue comme incurable ». Dans le cadre de l'élargissement des indications, des DPI pour anomalies du gène de la connexine 26 (cf texte) ont déjà été pratiqués en Europe et même en France ³. Cependant ces cas sont à ce jour encore très peu nombreux.



2

Tests génétiques sur Internet

La génomique dite personnalisée met à disposition sur Internet des tests génétiques, est un phénomène nouveau reliant les avancées de la biotechnologie aux technologies de l'information ⁴. Actuellement la plupart des entreprises offrent outre des tests de paternité, des tests de susceptibilité et de prédisposition et des tests effectués en vue d'établir une appartenance ethnique. Au-delà du contexte médical, elles proposent même des tests liés aux performances physiques et intellectuelles, aux troubles du comportement et à l'intelligence. Les coûts varient en fonction des sites et tendent à baisser (entre quelques dizaines et quelques milliers d'euros en fonction de la prestation) ⁵. La pratique de ces tests se heurte à plusieurs questions : la validité scientifique de tels tests génétiques et de leurs interprétations, leur utilité clinique, et enfin le caractère direct de cette offre qui ne s'accompagne ni d'une prescription ni d'un accompagnement médical dans l'interprétation des résultats. Ils peuvent aboutir à une mauvaise compréhension et, souvent, à une surinterprétation des résultats, perçus comme l'annonce d'une catastrophe inéluctable, alors que, au mieux, ils évaluent une probabilité statistique au pire ils n'ont aucune valeur médicale scientifique et médicale ⁶.

En matière de surdité, aucune firme ne propose actuellement de tests concernant des gènes impliqués dans une surdité. Cependant dans l'avenir ces tests pourraient intéresser des marqueurs génétiques de susceptibilité au bruit ou à la presbycusie lorsque ceux-ci seront identifiés. Il conviendra alors de les interpréter avec la même rigueur et clairvoyance que ceux actuellement disponibles pour les facteurs de prédisposition à d'autres maladies fréquentes.

3

Bibliographie

1. Genetic testing in the context of the revision of the French law on bioethics]. Bonneau D, Marlin S, Sanlaville D, Dupont JM, Sobol H, Gonzales M, Le Merrer M, Malzac P, Razavi F, Manouvrier S, Odent S, Stoppa-Lyonnet D. *Pathol Biol (Paris)*. 2010 Oct;58(5):396-401
2. Prenatal and preimplantation genetic diagnosis: decision tree, new practices? Steffann J, Feyereisen E, Kerbrat V, Romana S, Frydman N. *Med Sci (Paris)*. 2005 Nov;21(11):987-92
3. Frydman R, *Bull Acad Natl Med*, 2011n 1995, 1005-1014
4. P. Ducournau ,m/s n° 1, vol. 27, janvier 2011
5. Bertrand Jordan *médecine/sciences* 2011 ; 27 : 103-6
6. Bertrand Jordan m/s n° 3, vol. 28, mars 2012 *Med Sci (Paris)*. 2005 Nov;21(11):987-92.



L'intérêt du diagnostic génétique devant une surdité dans la « vraie vie » : exemples concrets

Sandrine MARLIN
Centre de Référence des Surdités Génétiques
Service de Génétique
Hôpital Trousseau, APHP, Paris

1

Guider la prise en charge

- Une surdité profonde est diagnostiquée à quelques mois de vie chez la petite Camille suite à des observations parentales. Les PEA sont absents à une intensité de 110 db mais des otoémissions acoustiques sont retrouvées à plusieurs reprises de façon bilatérale. L'histoire médicale de cette enfant est sans particularité (pas de prématurité ni de souffrance néonatale).

Son examen clinique en particulier neurologique est normal. L'IRM cérébrale et des rochers ne montrent aucune anomalie. L'absence de PEA à forte intensité et la présence d'OEA font suspecter une neuropathie auditive par atteinte nerveuse. L'indication d'implant cochléaire est alors remise en cause. La mise en évidence d'une mutation homozygote du gène OTOF chez Camille permet d'affirmer le caractère endocochléaire du déficit auditif et de proposer aux parents une implantation cochléaire dont l'évolution sera favorable.

- Benjamin a une surdité profonde bilatérale dépistée à la maternité. Des épreuves vestibulaires sont pratiquées dans le bilan préimplantatoire et mettent en évidence une atteinte sévère bilatérale de la fonction vestibulaire. L'examen clinique de Benjamin est sans particularité. La recherche de CMV sur le sang de la carte de Guthrie est négative. L'imagerie de l'oreille interne est normale. Un syndrome de Usher de type 1 est alors suspecté puis confirmé par un Electro Rétino Gramme très altéré de façon bilatérale. Devant le pronostic visuel réservé, une indication d'implantation cochléaire bilatérale est alors portée. La mise en évidence de mutations dans le gène de la myosine 7A chez Benjamin permettra aux parents de bénéficier d'un diagnostic prénatal pour la grossesse suivante.

2

Dépistage, surveillance, pronostic et prévention

- Mme C, 35 ans, présente une surdité moyenne de perception évolutive diagnostiquée à 20 ans. Son examen est normal, elle n'a aucun autre antécédent personnel. Son scanner des rochers est normal. Sa mère a été appareillée vers 40 ans et son oncle maternel a été pris en charge pour une surdité prélinguale.

Une mutation A1555G de l'ADN mitochondrial est identifiée chez Mme C. Ce diagnostic permet de surveiller tous les enfants de Mme C (et tous ses apparentés de la lignée maternelle) qui risquent de développer une surdité. Cette découverte doit également contre indiquer la prescription des aminosides chez toutes les personnes

de la lignée maternelle sachant que la prise de ces antibiotiques entraînera un déficit auditif sévère.

- Une surdité de perception légère touchant les fréquences graves grâce à un dépistage scolaire Valentine. Une mutation hétérozygote du gène WFS1 permet de pronostiquer une évolution lente du déficit auditif à moyen et long terme avec atteinte des fréquences graves puis moyennes.

Cette mise en évidence peut inciter, en fonction de la mutation retrouvée, également à surveiller Valentine sur le plan glycémique et visuel; certaines anomalies de ce gène ayant été associées en plus de la surdité à une atrophie optique et à un diabète. L'étude familiale affirmant le caractère « de novo » de cette anomalie génique, aucune surveillance familiale n'est nécessaire.

3

Conseil génétique et diagnostic prénatal

Julie est une jeune femme de 22 ans. Elle est porteuse d'une surdité mixte depuis l'enfance pour laquelle elle est appareillée. Elle a également bénéficié d'une plastie de ses pavillons qui étaient dysplasiques. Ses conduits auditifs sont sténosés et son périmètre crânien est un peu en dessous de la norme. Le scanner des rochers identifie une malformation cochléo-vestibulaire bilatérale. Sa scolarité a été difficile en raison d'un retard mental modéré. Elle a cependant acquis une autonomie sociale et professionnelle. Cependant consciente de ses handicaps, elle désirerait un conseil génétique car elle ne se sent pas prête à accueillir un enfant devant subir des difficultés identiques aux siennes. Dans un premier temps, aucun diagnostic étiologique ne peut être donné à Julie et ce malgré différentes analyses génétiques. Le risque de transmission des anomalies de Julie à ses enfants ne peut donc être établi. Elle et son conjoint décident de s'engager dans une grossesse avec comme unique support possible de détection d'une récurrence des échographies obstétricales de référence sans que l'on puisse affirmer avec certitude que celles-ci permettront de suspecter l'existence de cette maladie chez le fœtus. L'échographie morphologique du 5^e mois de grossesse met en évidence une suspicion d'atrésie de l'œsophage et une microcéphalie chez le fœtus. Le couple demande une interruption de grossesse qui leur est accordée. L'examen foetopathologique du fœtus confirme qu'il est porteur d'une association malformative pouvant se rapprocher à celle de sa mère. On peut donc prévoir un risque de 50% de récurrence dans la descendance de Julie sans pour autant avoir de moyen de proposer un DPN (cf chapitre) à ce couple.



Quelque mois plus tard un nouveau gène, EFTUD2, est identifié dans un syndrome touchant les oreilles, la face, le développement mental et l'œsophage. L'analyse de ce gène permettra de retrouver une mutation chez Julie et son fœtus. Un DPN sur ponction de trophoblaste et un DPI pourront alors être proposés au couple.

- voir également les cas de Benjamin et Luc

4

Identification d'une cause et ressenti psychologique

- Luc est le second enfant d'une famille sans histoire particulière. Il est le seul à être atteint d'une surdité dans sa famille et cette absence d'antécédent familial a conduit sa maman vers une culpabilité difficile à gérer. Elle est forcément la responsable du handicap de son fils. Qu'a-t-elle fait pendant sa grossesse pour rendre son fils sourd ? La coupe de champagne but à son anniversaire, le médicament pris pour une céphalée, la mort de sa meilleure amie, son travail accaparant, sont sûrement responsables de la surdité de Luc.

L'identification d'une mutation homozygote du gène de la connexine 26 permet de « tordre la coup » définitivement à toute cette culpabilité. L'anomalie génétique est portée par les deux parents de Luc et elles leurs ont été transmises par les générations précédentes. Elle permet également de donner un conseil génétique précis aux parents de Luc avec un risque de récurrence de la surdité pour un autre enfant, fille ou garçon, de 25 % sans que l'on puisse prédire la sévérité du déficit auditif. Cette information leur permettra de faire des choix parentaux éclairés.

- Damien est beau jeune homme de 15 ans aux yeux bleu azur. Il est appareillé depuis l'enfance pour une surdité bilatérale de perception. Depuis 2 ans son déficit auditif s'est aggravé et on lui propose une implantation cochléaire qu'il refuse catégoriquement. Damien est un garçon en colère contre lui-même et contre la terre entière. Il a eu un parcours difficile sur le plan scolaire ayant de grosses difficultés de concentration. Il trouve que le sort s'acharne sur lui et il se dit « maudit ». En effet, déjà tout petit il a été opéré et a été suivi longtemps à l'hôpital pour une maladie d'Hirshprung. Puis il y a eu la prise en charge de sa surdité et ses difficultés scolaires. Et maintenant cette évolution auditive lui rendant la compréhension orale difficile.

Les différents signes cliniques que présente Damien, la couleur de ses iris et la mise en évidence d'une malformation vestibulaire permettront d'identifier une mutation dans le gène SOX10.

Un diagnostic de syndrome de Waardenburg de type 2 peut donc être affirmé à Damien comme étant responsable de tous ses « maux ». Damien n'est pas victime d'un acharnement du sort mais le gène a plusieurs fonctions entraînant l'ensemble des signes présents chez lui. Il ne doit plus se battre contre une armée de pathologies mais contre une seule que l'on a pu nommer.

Cette « unification » des différentes pathologies de Damien et une aide psychologique lui permettront d'accepter l'implantation cochléaire avec de bons résultats.



intérêt de la consultation de génétique des surdités point de vue du psychologue

**Pascale
GAVELLE**
Psychologue

**Sandrine
MARLIN**
Centre de Référence
des Surdités
Génétiques
Service de Génétique
Hôpital Trousseau,
APHP, Paris

La consultation de génétique des surdités est conçue sous la forme d'une consultation pluridisciplinaire où chaque professionnel a une place définie, dans l'évaluation et le suivi des patients.

Cette consultation regroupe en effet une secrétaire, qui informe et fixe le premier rendez vous avec les familles, une infirmière clinicienne, une conseillère en génétique, une psychologue et le Dr Sandrine Marlin, généticienne.

De nombreuses interrogations émergent déjà au téléphone lors de la prise de rendez et sont recueillies par notre secrétaire :

« Mais qu'est ce que cela va nous apporter ?, mon enfant est bien pris en charge, il est appareillé, il progresse... »

« Si la génétique ne peut pas « réparer » la surdité de mon enfant, à quoi ça sert ? »

« Pourquoi aller chercher une cause ?, et si c'est moi qui ai transmis cette maladie à mon enfant ? »

« Dois-je venir avec mon enfant à cette consultation ? »...

Ces questions imagent bien le flou dans lequel se trouvent les parents malgré les années de prise en charge par des équipes médicales très spécialisées, sur la question de la transmission de la maladie et de la génétique.

Depuis 2 ans, **une rencontre d'accueil psychologique** a été instaurée avant les différentes consultations, proposée aux parents lors de la prise de rendez vous, afin de permettre à l'enfant d'une part et à ses parents d'autre part, de mieux appréhender cette consultation de génétique, et d'élaborer autour de leurs questions.

Lors de ce temps d'accueil, les parents peuvent exprimer leurs interrogations face à cette consultation de génétique, qui le plus souvent, fait partie du protocole des équipes hospitalières qui nous adressent les familles.

Mes premières questions (« comment êtes vous arrivés jusqu'à nous ?, selon quel parcours ?) ont pour but de restituer les parents comme acteurs de la prise en charge de leur enfant. C'est souvent l'occasion pour eux de revenir sur le diagnostic initial, et sur les différentes étapes qu'ils ont franchi sur le plan médical mais également psychique. Où en sont-ils finalement quelques années plus tard avec ce diagnostic ?

Cette question ouvre aussi sur leurs représentations de la génétique et de ce qu'ils en ont compris.

Enfin, je m'adresse aussi aux parents en leur demandant ce qu'ils ont expliqué à leur enfant de cette consultation de génétique. Autant certains parents ont pu expliquer à leur enfant la raison de cette consultation et le préparer à un prélèvement sanguin probable, autant d'autres, n'ont rien pu en dire à leur enfant, tant cette question de la transmission est lourde pour eux à plusieurs niveaux.

C'est alors l'occasion d'explorer avec tact et dans le respect des parents et du temps de l'enfant, où cet enfant en est de son handicap, comment l'a-t-il assimilé dans sa vie, avec les autres dans la famille et à l'extérieur. Comment a-t-il intégré ses appareillages ? A-t-il déjà demandé « pourquoi moi ? » à ses parents, ont-ils pu lui répondre ?...Qu'est ce que qu'un gène ? pourquoi doit-on faire une prise de sang ? Pourquoi va-t-on parler des maladies de sa famille aujourd'hui ?...

Tout ce travail permet à certains parents de faire enfin une demande d'aide psychologique pour eux-mêmes, de demander à me revoir dans un second temps ou de parler de certains comportements de leur enfant, qui les inquiète.

Le but est donc d'écouter, d'étayer, d'orienter parfois, d'accompagner ponctuellement d'autres fois mais de toute façon de créer une sorte de fil d'Ariane pour les parents dans ce dédale de prises en charge multiples, qui pourra être retrouvé à tout moment du parcours du suivi en génétique.

Mais au delà de ce temps d'accueil psychologique, que peut apporter cette consultation de génétique, sur le plan psychique, aux familles, et à l'enfant ?

- **Faire le point et de clarifier certaines représentations qu'ont les familles sur la surdité en général et sur la génétique en particulier**, avec quelqu'un d'autre qu'un membre de l'équipe qui les prend en charge. En effet, avec le temps, certains parents expriment le fait qu'ils ne peuvent plus retourner sur certaines questions qui restent toujours non résolues avec le médecin qui les suit depuis le début. Cela peut leur sembler hors de propos aujourd'hui de revenir sur ces questions qui peuvent sembler anciennes.
- Ensuite, lors de ce temps de consultation, est souvent posée cette question assez taboue du « **pourquoi lui ?** » « **pourquoi nous ?** » avec toute la culpabilité qui y est rattachée. Ce temps permet donc d'élaborer autour de ces questions : Les parents peuvent réexprimer leur culpabilité, leurs difficultés parfois à assumer malgré le temps ce diagnostic, et sous entendre les questions autour de la filiation que cela leur pose (comment mon enfant peut me ressembler tout en ayant un handicap que je n'ai pas). La fin de ce temps permet d'ouvrir sur l'apport de la génétique à ces questions.
- Cette consultation a également pour intérêt de **repositionner la maladie ou la malformation dans une filiation large et de défocaliser sur la transmission parent-enfant** dans les cas de syndromes rares et invalidants. En effet, je me souviens d'avoir demandé au décours du suivi d'une préadolescente très en souffrance sur le plan psychique, souffrant d'un syndrome rare, transmis par sa mère, une consultation de génétique. Cette famille connaissait le diagnostic depuis longtemps



mais il me semblait que cette consultation de génétique pouvait apporter autre chose dans cette situation. La mère souffrait d'une culpabilité intense entretenue par sa propre mère et le père, et cette jeune fille souffrait d'un non dit autour de son syndrome très lourd pour elle dans ses tentatives d'identification féminine. Cette consultation a permis à cette jeune fille de faire un point global sur sa santé et de réentendre en quoi elle pouvait être affectée par son syndrome et en quoi elle ne l'était pas, en présence de sa mère. Elle a permis également à cette mère, de part la réalisation d'un arbre généalogique de reprendre des éléments de son histoire familiale et médicale, de clarifier certaines fausses représentations sur sa maladie et sur celle de sa fille et de sortir de cet enfermement mortifère.

- Enfin ce temps de consultation où un **point global sur la santé** de l'enfant est fait, permet de globaliser pour l'enfant et ses parents les symptômes dont il souffre, de les distinguer, ou de les associer entre eux parfois, au-delà donc de ce que peut faire le pédiatre de ville, qui peut également avoir ce rôle là. Ce temps me semble très précieux pour certains enfants suivis dont x services de l'hôpital, par des médecins à chaque fois très spécialisés dans leur domaine. Pour certains enfants dans ce cas, la représentation de leur corps souffrant, est très « morcellée » entre les différents médecins qui les suivent et ce suivi annuel en génétique, permet de réunifier ce corps en

souffrance, et de le relier au vécu global de l'enfant et de ses parents.

En conclusion, la place du psychologue dans ces consultations de génétique est encore à inventer et à réinventer en fonction des particularités des maladies prises en charge dans ces consultations. L'intérêt du psychologue pour ces questions très pointues de génétique est en effet encore très peu ancienne et encore trop peu d'articles font le point sur les réflexions de ceux-ci issues de leurs essais et erreurs dans leur pratique.

Pourtant, les choses évoluent favorablement dans l'intérêt des familles et des patients.

La plupart des consultations de génétique se dotent maintenant des services d'un psychologue clinicien. Un D.U. dirigé par le Pr Mazet et le Pr Cohen, propose depuis plusieurs années une formation très complète sur les aspects psychologiques de ces consultations de génétique.

Mais il y a encore un pas de plus pour qu'un psychologue clinicien, pris dans une démarche thérapeutique avec un patient, puisse l'adresser à une consultation de génétique, persuadé que cette consultation pourra avoir un effet thérapeutique pour lui et pour sa famille. C'est pourtant cette démarche qui est explicitée dans cet article, démarche issue de l'expérience d'une équipe pluridisciplinaire.

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

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

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

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



Cas clinique

Surdité inter-générationnelle : une fatalité ?

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

Sandrine MARLIN
Centre de Référence des
Surdités Génétiques
Service de Génétique
Hôpital Trousseau,
APHP, Paris

Isabelle ROUILLON
ORL, service ORL,
Hôpital Trousseau,
APHP, Paris

(Aud) est née en novembre 1984, en même temps que le premier bébé éprouvette, Amandine (R Frydman). (Aud) est née à terme. Sa maman rapporte un accouchement 'difficile'. Comme beaucoup de bébés qui présentaient une surdité moyenne avant la mise en place du dépistage systématique de la surdité (JO, 2012), (Aud) a été diagnostiquée sourde moyenne en janvier 1989, à plus de 4 ans, après de nombreuses tergiversations. Les PEA (Figure 1), réalisés en 1989, retrouvent une hypoacousie de perception bilatérale plus marquée à gauche et dont le type est difficile à préciser compte tenu de l'absence de l'onde I (l'onde V est toutefois de latence plus tardive que du côté opposé, ce qui n'élimine pas un facteur transmissionnel surajouté). A droite, l'hypoacousie est de type endocochléaire. Le seuil trouvé est de 45 dB à droite et de 65 à gauche. (Aud) a été appareillée au laboratoire début 1989 par des contours d'oreille Bernafon C2, qui permettait d'obtenir des seuils audiométriques tonaux liminaires de 30 dB en champ libre. L'appareillage n'a pas rencontré de difficultés particulières, les appareils furent portés, et les progrès avec appareils furent rapides. Les progrès techniques amenèrent à proposer en 1992 des

appareils auditifs programmables de type P1 (Bernafon) qui permettaient de retrouver un seuil subnormal d'intelligibilité de la parole avec prothèses, accompagnée de la poursuite de séances d'orthophonie. Néanmoins, en 1995, le passage

en sixième demeurait hypothétique ce qui fit envisager le recours à un système HF. Le port du HF fut un échec, car stigmatisant le handicap d'(Aud)... et en 1997, la poursuite du port des appareils était conditionnée par la possibilité d'utiliser des appa-

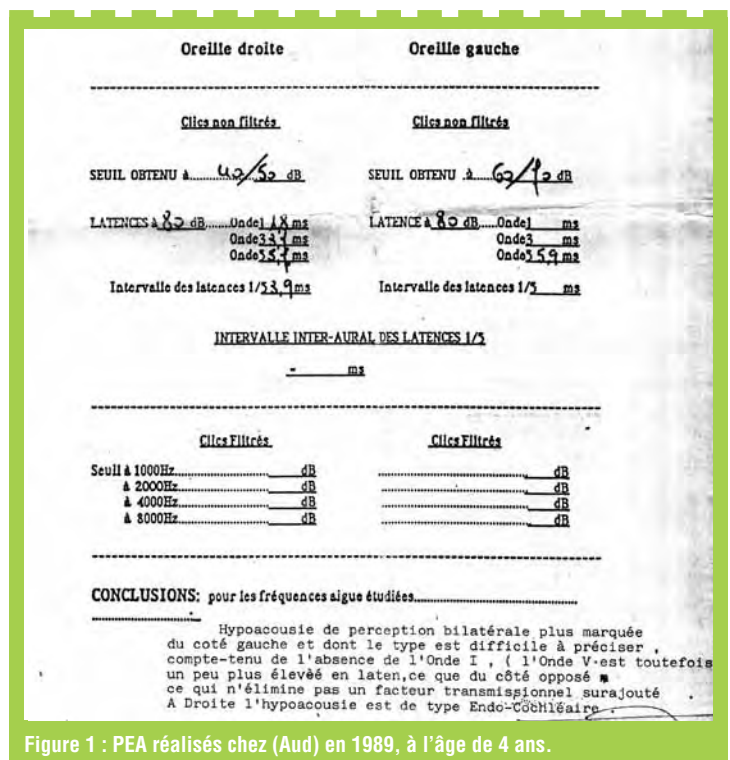


Figure 1 : PEA réalisés chez (Aud) en 1989, à l'âge de 4 ans.

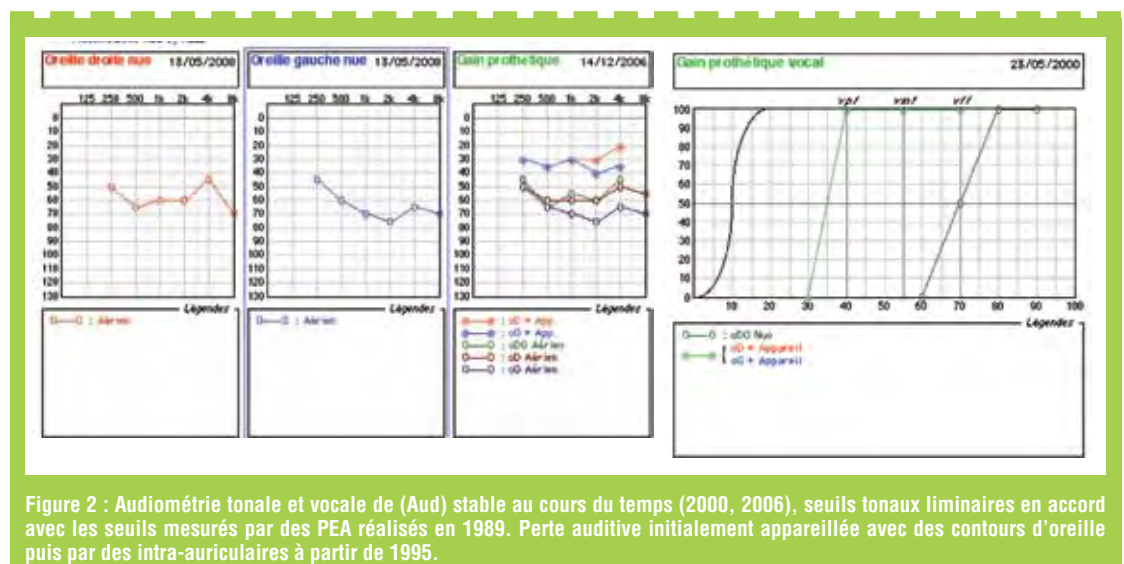


Figure 2 : Audiométrie tonale et vocale de (Aud) stable au cours du temps (2000, 2006), seuils tonaux liminaires en accord avec les seuils mesurés par des PEA réalisés en 1989. Perte auditive initialement appareillée avec des contours d'oreille puis par des intra-auriculaires à partir de 1995.



reils auditifs intra-auriculaires jugés plus acceptables, ce qui dans ce cadre de surdité moyenne, a pu être réalisé. Effectivement, l'audiométrie tonale liminaire d'(Aud) a peu fluctué au cours du temps (**Figure 2**). J'ai commencé à suivre l'appareillage d'(Aud) en 2000. Elle s'était orientée vers un CAP de coiffure. Elle avait 16 ans, et sa demande était d'avoir des appareils... les plus discrets possibles. En 2013, elle a 29 ans et sa demande est, par dessus tout, que les appareils soient dans le conduit auditif et qu'il n'y ait rien à l'exté-

rieur... Il est des traumatismes qui sont difficiles à accepter. Découvrant son dossier en 2000, et retraçant son anamnèse, j'interrogeais sa mère qui l'accompagnait sur l'étiologie qui demeurerait inconnue (ou obscure : peut être un accouchement difficile ?). Je l'informais des progrès récents de la génétique qui permettaient de rechercher d'éventuels gènes même si cette recherche ne modifierait en rien la prise en charge immédiate de la surdité d'(Aud). Le conseil génétique fut abordé à plusieurs reprises, en vain.

La fille d'(Aud) (Dr I Rouillon, Hôpital Trousseau, Paris):

(Aud) est donc suivie pour une surdité moyenne à sévère bilatérale congénitale, pour laquelle le bilan étiologique n'a pas été effectué. En 2012, (Aud) est mère d'un garçon de 2 ans et demi entendant et d'une enfant (M) née en mars 2011 qui a bénéficié d'un dépistage néonatal de la surdité compte tenu d'antécédents familiaux de surdité.

L'enfant (M) est née à terme avec un poids de 3600gr, la grossesse s'est déroulée sans particularité. Elle nous a été adressée pour complément d'exploration suite au dépistage positif par oto émissions acoustiques.

La consultation a comporté un examen clinique : pas de dysmorphie, otite moyenne aigüe bilatérale ; des PEA sous sieste : pas d'onde reproductible à 100dB des deux cotés.

Les PEA ont été recontrôlés au décours du traitement de l'otite, absence de réponse à 110dB des deux cotés (**Figure 3**). A l'évaluation audiométrique comportementale : absence de réponse à forte intensité sur l'ensemble des fréquences (**Figure 3**). Un diagnostic de surdité profonde bilatérale a été posé.

L'enfant a été appareillé à l'âge de 4 mois. La prise en charge orthophonique, en libéral, a débuté en parallèle. L'enfant portait ses appareils en permanence. Le gain prothétique a été évalué régulièrement en consultation d'audiophonologie et auprès de l'audioprothésiste.

Le bilan étiologique a comporté :

- Recherche de CMV par PCR sur le carton de Guthrie : négative
- TDM des rochers : normal
- IRM cérébrale, conduits auditifs externes, bulbes olfactifs : normale
- Examen ophtalmologique avec fond de l'œil : normal
- ECG avec étude du QT : normal
- Epreuves vestibulaires : fonction vestibulaire normale et symétrique
- Consultation de génétique

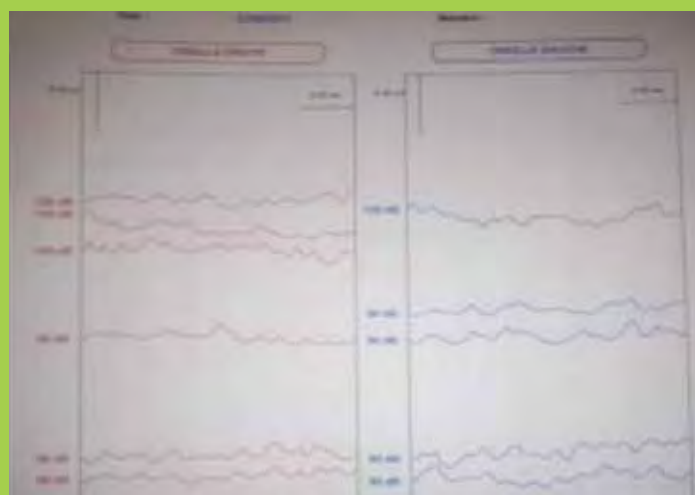
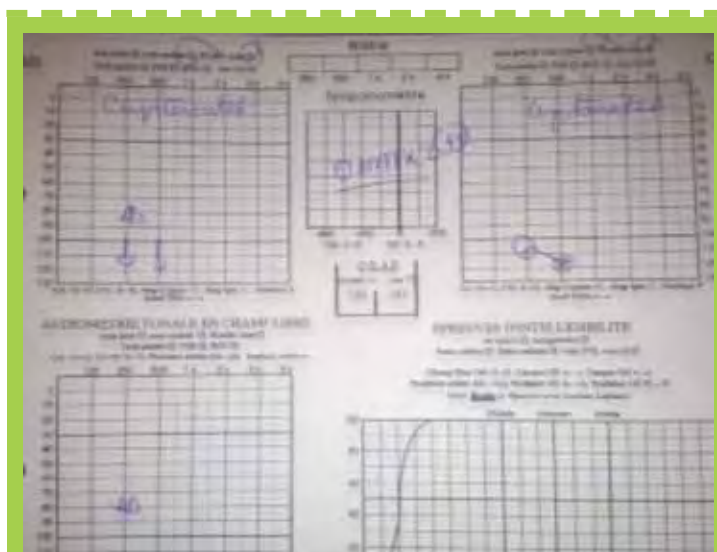


Figure 3 : Audiométrie tonale de (M) et PEA réalisés à 3 mois, signant le diagnostic d'une surdité profonde qui pourra bénéficier d'une implantation cochléaire avant les 18 mois de (M)



L'évolution a été marquée par des otites séreuses à répétitions qui ont nécessité la pose d'aérateurs trans-tympaniques à 13 mois. Le développement psychomoteur de l'enfant était normal.

Compte tenu de l'importance de la surdité et du gain prothétique limité un bilan pré implant a été proposé. Il a comporté un bilan orthophonique, une consultation auprès d'une psychologue et une consultation avec le chirurgien. Au terme de ce bilan l'équipe, compte tenu du choix des parents, a proposé une implantation cochléaire. L'enfant a été implanté à 14 mois. Les seuils à 6 mois de l'implantation sont entre 45 et 50 dB en champ libre sur l'ensemble des fréquences.

Naissance d'un enfant sourd et dépistage génétique

Le bilan génétique réalisé dans le cadre de l'implantation cochléaire a mis en évidence une surdité génétique (Cx26). Dans le cas d'(Aud), c'est la naissance de son deuxième enfant qui aura permis de préciser l'étiologie de sa surdité. Si le port des contours d'oreille surpuissants, et de l'implant cochléaire est effectif, l'acceptation de la surdité de (M) par (Aud) a été difficile, ayant été elle-même très affectée par sa propre surdité qui a pourtant une expression phénotypique moins mar-

quée... et qui permet le port d'appareils intra-auriculaires.

Le couple d'(Aud) avait un projet parental de troisième enfant. Le double traumatisme d'(Aud) (la surdité de sa fille et sa propre surdité) risque d'avoir raison de ce projet initial et d'empêcher ce couple de prendre le risque d'avoir à assumer un éventuel deuxième enfant sourd.

Fécondation in vitro et diagnostic préimplantatoire (Dr S. Marlin, Hôpital Trousseau, Paris)

Dans le cadre de l'élargissement des indications des fécondations in vitro avec diagnostic préimplantatoire, des DPI pour anomalies du gène de la connexine 26 (S Marlin, Les cahiers de l'audition, 2013) ont déjà été pratiquées en Europe et même en France¹.

Ces cas sont à ce jour encore très peu nombreux. Cette technique s'adresse à des couples dont au moins un des membres se sait porteur d'une anomalie génétique ou qui a donné naissance lors d'une grossesse précédente à un enfant atteint d'une maladie génétique. Le diagnostic préimplantatoire (DPI) est rarement réalisé du fait de ses contraintes et du faible taux de naissance (moins de 20%). Il suppose une stimulation ovarienne, puis une fécondation in vitro.

Après prélèvement d'une ou deux cellules trois jours après la fécondation in vitro, les embryons qui ne présentent pas la pathologie feront l'objet d'une implantation intra utérine. Cette technique permet donc de ne transférer que les embryons indemnes de la maladie génétique présente dans la famille et confirmée par une anomalie génétique identifiée (chromosomique ou génique).

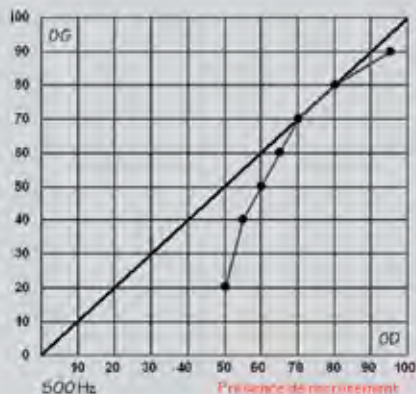
Dans le cadre de l'élargissement des indications, des DPI pour anomalies du gène de la connexine 26¹, le DPI peut être éthiquement proposé à (Aud) et à son mari, car, forts d'un conseil génétique avisé, cette technique peut les aider dans leur projet parental. Eux, seuls, pourront ensuite décider de son opportunité.

Conclusion

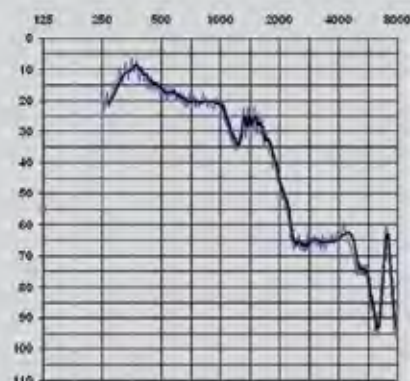
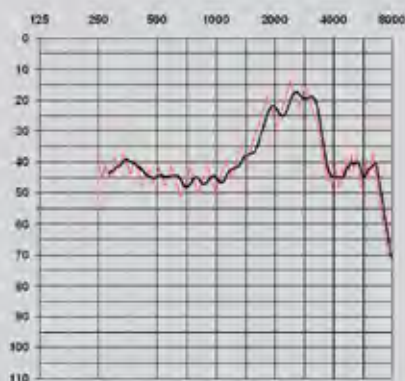
Les connaissances sur la surdité évoluent vite. La rapidité de diffusion de la connaissance vers les populations concernées peut avoir un impact majeur sur le déroulement de leur vie. En 2013, le dépistage précoce systématique de la surdité à la naissance, l'implant cochléaire, le conseil génétique, la fécondation in vitro et le DPI sont autant d'outils nouveaux et de techniques novatrices mis à la disposition des patients et des praticiens pour tenter de lutter contre l'adversité et la fatalité.

1. Frydman R, Bull Acad Natl Med, 2011n 1995, 1005-1014

Test de LUSCHER et ZWISLOCKI
 S.I.S.I. - Test de JERGER
 Test de FOWLER
 Test de REGER
 Test de LANGENBECK
 Test de BRUINE-ALTES



Audiométrie automatique de BEKESY
 Méthode de modulation en fréquence
 Pouvoir séparateur temporel
 Test de SPAN
 TONE DECAY Test
 Discrimination temporelle



Etudier précisément la sensation auditive fait partie des prérogatives de l'audioprothésiste. Une étude approfondie de la progression de la sensation d'intensité ainsi qu'une mise en évidence de distorsions fréquentielles ou temporelles peuvent orienter le choix prothétique ainsi que les différents paramètres de réglages de la solution auditive adaptée.

Toutefois, la réalisation des différents tests permettant de mettre en évidence les distorsions de la sensation auditive n'est pas toujours facile à mettre en place.

Distorsions, solution logicielle de mesures psychoacoustiques, permet d'en assurer la réalisation de façon simple et standardisée.

Logiciel développé par Yves LASRY - Membre du C.N.A.

yves.lasry@biosoundssystem.com

Distribué par le Collège National d'Audioprothèse.

cna.paris@orange.fr

Distorsions

Bon de commande

Le kit « Distorsions » comprend le logiciel et sa licence d'utilisation, une carte son et un casque audiométrique TDH39, ainsi qu'un bouton réponse USB. Cet ensemble est calibré lors de la préparation de votre commande.

Kit Distorsions : 1200,00 € x.....exemplaire(s)

Soit un règlement total de€ exonéré de TVA

Nom : Société :

Adresse :

Code Postal : Ville :

Tel. : Courriel :

Bon de commande à retourner avec votre règlement au Collège National d'Audioprothèse - 20 rue Thérèse - 75001 Paris
 Tel. : 01 42 96 87 77 - Fax : 01 49 26 02 25 - cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr



Index d'articulation, audibilité, modèles prédictifs et concordance entre audiométrie tonale et audiométrie vocale

Fabien SELDRAN ^{1,2}

Docteur en Ingénierie Biomédicale, audioprothésiste

Lionel COLLET ²

Professeur des universités-Praticien Hospitalier, Chef du service d'audiologie et d'explorations oro-faciales des Hospices Civils de Lyon, Directeur de l'école d'Audioprothèse de Lyon.

Stéphane GALLÉGO ^{2,3}

Docteur en Ingénierie Biomédicale, audioprothésiste

¹ Vibrant Med-El, Sophia-Antipolis

² Hôpital Edouard Herriot, Pavillon U, service d'audiologie et d'explorations oro-faciales, Lyon

³ Audition Conseil, Lyon

L'audiométrie se décline en 2 épreuves principales et complémentaires : l'audiométrie tonale et l'audiométrie vocale. L'audiométrie tonale est un examen qui consiste à évaluer le seuil d'audition d'un sujet pour différentes fréquences, classiquement entre 250 et 8000 Hz qui couvrent l'essentiel des sons de la parole. Toutefois l'audiométrie tonale, aussi précise soit-elle, fournit une information quantitative sur le degré de la surdité, mais elle ne permet pas d'évaluer l'impact de la surdité sur la compréhension du patient dans sa vie quotidienne. Il est nécessaire pour cela de réaliser un test complémentaire : l'audiométrie vocale, qui indique le pourcentage de reconnaissance de la parole à différentes intensités de stimulation.

Il existe plusieurs matériels phonétiques qui diffèrent les uns des autres par leur composition et leur structure, chacun permettant de mettre en évidence des troubles de l'audition plus ou moins spécifiques. Dans le domaine de l'audiologie nous pouvons trouver des listes de logatomes, des listes de nombres, des listes de mots ou des listes de phrases. En fonction du matériel, l'unité phonétique utilisée pour évaluer le score (pourcentage de reconnaissance) peut être le phonème, le mot, le nombre, les mots clés dans une phrase, le phonème cible (par exemple la consonne présentée dans un contexte VCV). Ces matériels phonétiques font plus ou moins appel à la suppléance mentale du sujet. Les tests peuvent être réalisés dans le silence ou avec un bruit concurrent type bruit blanc, bruit rose (bruit filtré), bruit de parole (speech noise = bruit qui présente les mêmes caractéristiques spectrales que la parole), ou encore type cocktail party.

Du fait de la multitude des matériels phonétiques, nous pouvons constater des différences de performances parfois chez un même sujet, avec 2 tests différents et parfois avec 2 listes d'un même test. Ces variations peuvent s'expliquer par des différences entre les listes utilisées qui peuvent être dues par exemple à des différences de difficulté ou encore à des différences de composition spectrale. Ceci est vrai pour le normo-entendant mais aussi et surtout pour le malentendant.

Pour évaluer fidèlement le déficit d'un patient malentendant, le clinicien doit être capable d'apprécier si le patient est dans la normale, ou s'il est sous-performant ou sur-performant, par rapport aux sons qu'il perçoit et par rapport au matériel phonétique utilisé. Il est donc important de pouvoir juger la capacité du patient à utiliser les informations qui lui sont fournies pour comprendre.

Il existe pour cela des modèles mathématiques élaborés et développés depuis les années 50's, qui permettent de prédire l'intelligibilité d'un sujet en fonction de l'information qu'il perçoit. Ces modèles ont été utilisés dans de nombreux travaux pour évaluer dans un premier temps quels étaient les sons utiles à la compréhension de la parole et pour quantifier la proportion d'information fournie par différentes bandes de fréquences. Dans un deuxième temps, les

modèles ont été réutilisés et adaptés à plusieurs reprises pour mesurer l'intelligibilité en fonction de l'audibilité chez les malentendants.

1

Caractéristiques spectrales de la parole

Pour pouvoir prédire l'intelligibilité, il est important de connaître les caractéristiques de la parole qui vont être utiles à la compréhension, tant au niveau des informations d'intensités que des informations spectrales.

Pour cela, Byrne et al. (1994) ont étudié le spectre moyen de la parole à long terme dans 12 langues. Ils ont enregistré des locuteurs de différentes nationalités qui avaient pour consigne de lire un passage simple d'un livre à haute voix, dans un microphone situé à 20 cm d'eux. L'intensité moyenne qu'ils ont mesurée était de 71,8 dB SPL pour les voix masculines et de 71,5 dB SPL pour les voix féminines, ce qui correspond à une intensité de 58 dB pour la voix normale à 1 mètre. La dynamique de la parole quant à elle varie de 30 à 50 dB selon les études (Studebaker et al., 1999 ; Zeng et al., 2002).

En ce qui concerne le spectre de la parole, il ressort des mesures de Byrne et al. (**Figure 1**) que la composition fréquentielle est sensiblement la même pour les différentes langues et que l'essentiel de l'énergie du signal est généralement concentrée sur une plage de fréquences de 250 à 700 Hz environ avec une intensité à peu près constante. A 1kHz l'énergie chute d'environ 10 dB par rapport à l'intensité des basses fréquences et à 2kHz la diminution est de 15 dB.

D'après ces mesures, nous pourrions penser que les sons médiums et aigus sont modérément importants pour la compréhension, dans la mesure où ils sont beaucoup moins présents dans le spectre à long terme de la parole. En raisonnant ainsi, on peut supposer qu'un malentendant,

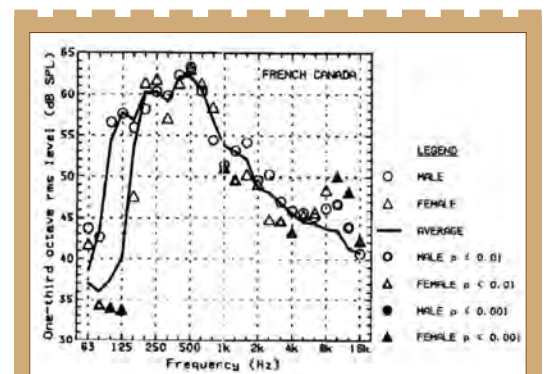


Figure 1 : Spectre moyen à long terme de la parole, pour la langue française (Français Canadien). D'après Byrne et al. (1994).



privé de la perception des hautes fréquences (au-delà de 1 ou 2 kHz) n'est que moyennement gêné pour comprendre, puisqu'il perçoit les sons basse fréquence qui véhiculent une grande partie (voire l'essentiel) de l'énergie. Mais tout n'est pas aussi simple, en effet l'information véhiculée par une bande de fréquence n'est pas proportionnelle à l'énergie contenue dans cette bande de fréquence. En réalité certaines bandes de fréquences sont plus importantes que d'autres pour la perception de la parole. Ceci a été mis en évidence avec des outils mathématiques tels que les fonctions d'importance fréquentielle et l'index d'articulation.

2

Fonctions d'importance fréquentielle

En 1987, Studebaker et al. ont étudié les fonctions d'importance fréquentielle pour du discours continu quotidien. Selon eux, la bande la plus importante pour la compréhension de la parole se situerait entre 400 et 500 Hz et la bande autour de 2500 Hz serait relativement importante aussi. D'autre part ils comparent leurs résultats avec les fonctions d'importance fréquentielle reportées dans 3 autres études qui utilisent des autres matériels phonétiques (**Figure 2**) et qui trouvent que les bandes les plus importantes seraient situées dans des fréquences plus hautes. D'après la fonction de l'ANSI S3.5-1969, la bande la plus importante serait centrée vers 2 kHz. Tandis que pour French et Steinberg (1947) et Black (1959), elle se situerait à 2500 Hz. Turner et al. (1998) ont également étudié les fonctions de pondération fréquentielle sur 4 bandes de fréquences et leurs résultats montrent de façon reproductible, que la bande la plus importante serait la bande [0-1120] Hz suivie de la bande [2250-3500] Hz, ce qui est à peu près cohérent avec ce qui a été observé dans les études précédentes. En France, les travaux de Gilbert et Micheyl (2005) ont mis en évidence que la gamme de fréquences [100-750] Hz était la moins affectée par le bruit (cocktail party) et relativement aux autres bandes, elle devient la bande la plus importante en milieu bruyant par rapport à un milieu calme.

La connaissance de ces fonctions d'importance fréquentielle s'avère alors très utile pour les fabricants d'appareils auditifs, en particulier pour leurs systèmes de débruitage. En effet, les appareils auditifs peuvent calculer le RSB dans chacun de leurs canaux et le principe de ces systèmes de débruitage est de réduire l'amplification des bandes fréquentielles qui contiennent du bruit. En connaissant l'importance des différentes bandes, le système pourra pondérer la réduction de gain maximale autorisée dans chaque bande. La réduction du gain dans les régions fréquentielles qui ont moins d'importance affecte moins l'intelligibilité qu'une réduction de gain dans les régions avec une plus grande importance (**Figure 3**). C'est à dire

qu'à atténuation égale du gain, on perdra moins d'informations pour les bandes qui contribuent peu à la compréhension, par rapport à des bandes qui contribuent beaucoup à la compréhension.

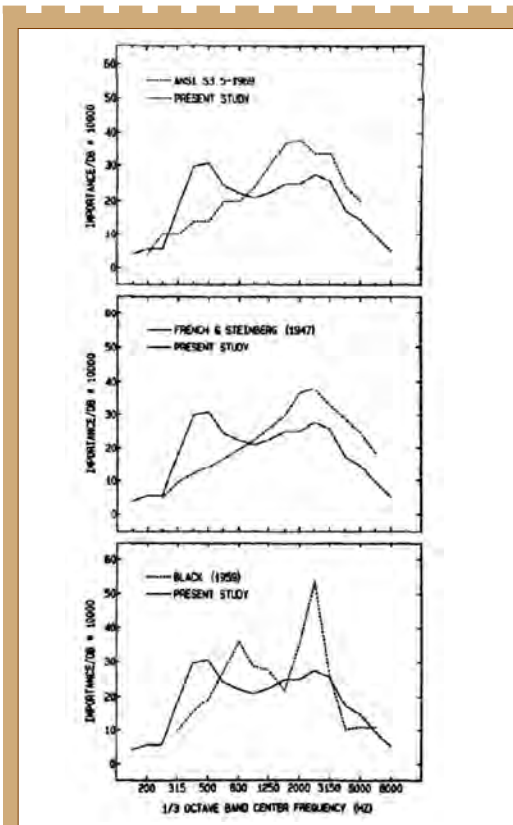


Figure 2 : Fonction d'importance fréquentielle (importance / dB) mesurée au 1/3 d'octave, pour du discours continu mesuré par Studebaker et al. (1987), comparée aux fonctions d'importance de l'ANSI S3.5-1969, et aux valeurs dérivées des études de French et Steinberg (1947) avec des syllabes sans signification et pour Black (1959) avec des mots monosyllabiques. D'après Studebaker et al., 1987.

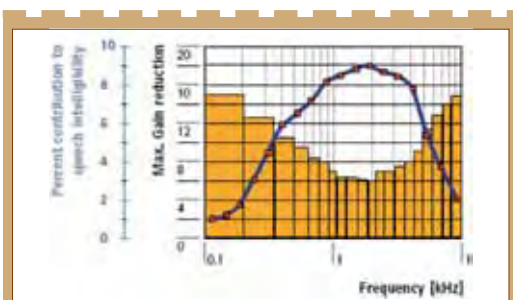


Figure 3 : Atténuation maximale du gain, autorisée par un système de débruitage, en fonction de la contribution des différentes bandes fréquentielles pour l'intelligibilité de la parole. Adapté de Pavlovic, 1984 (source Phonak).

3 Index d'Articulation

Dans le domaine de l'audiologie, il est important de pouvoir vérifier la concordance entre l'audiométrie tonale et l'audiométrie vocale en ayant, dans la mesure du possible, des mesures précises et sensibles. Pour cela, les acousticiens ont développé un outil appelé l'index d'articulation. C'est une fonction qui a été élaborée dans le but de prédire la reconnaissance vocale d'un sujet en fonction des sons perçus ou transmis, i.e. de l'audibilité.

Initialement, l'index d'articulation et ses variantes ont été créés pour déterminer l'intelligibilité des sons de parole transmis par le téléphone, ce n'est qu'un peu plus tard qu'elles ont trouvé une application en audiologie. L'intelligibilité est prédite à partir des différentes caractéristiques de la parole, telles que le spectre à long terme, les modulations d'amplitude ou encore l'importance des différentes bandes fréquentielles pour la compréhension de la parole (mesuré par masquage ou filtrage de certaines bandes de fréquences).

Les méthodes les plus appliquées pour la prédiction de l'intelligibilité de la parole sont l'Index d'Articulation (A_i = Articulation Index) (French et Steinberg, 1947 ; Fletcher et Galt, 1950 ; ANSI, 1969), qui a par la suite été modifié en Index d'Intelligibilité de la Parole (SII = Speech Intelligibility Index) (ANSI, 1997), puis en Index de Transmission de la Parole (STI = Speech Transmission Index) (Houtgast and Steeneken, 1985). La puissance de ces modèles vient de la quantité de connaissances empiriques sur lesquelles ils reposent. Tous ces modèles supposent que la parole est codée par plusieurs canaux fréquentiels qui véhiculent une information indépendante. Toutefois l'indépendance des bandes n'est qu'un postulat arbitraire pour le calcul de l'index car en réalité, la plupart du temps il se produit des interactions de synergie et de redondance entre les différents canaux.

L'index d'articulation peut être gouverné par l'équation :

$$A_i = \sum_i A_i^i$$

Avec A_i correspondant à l'index d'articulation cumulatif de tous les canaux et A_i^i correspondant à l'index d'articulation d'un canal isolé.

L' A_i et le SII sont dérivés du signal de parole en calculant le rapport signal/bruit (RSB ou SNR) dans les différentes bandes fréquentielles :

$$A_i = \sum_i \frac{W_i (SNR_i + 15)}{30}$$

W_i étant un facteur de pondération du canal fréquentiel i et SNR_i correspondant au rapport signal/bruit dans ce même canal i . W_i dépend du matériel utilisé et prend en compte le fait que les hautes fréquences sont plus importantes pour la reconnaissance des consonnes que pour la reconnaissance d'une phrase. Les principales différences entre les différentes versions d' A_i et SII sont la manière dont ils prennent en compte les non-linéarités telles que les distorsions, le masquage et l'élargissement des bandes fréquentielles.

Contrairement à l' A_i qui est déterminé à partir du spectre du matériel phonétique et du RSB, le STI utilise la « modulation transfer function » et il est particulièrement efficace pour prédire l'intelligibilité de la parole dans les auditoriums et dans les pièces, car il prend en compte le lissage de l'information véhiculée par l'enveloppe de parole (c'est-à-dire la réduction de la profondeur de modulation). Le STI a l'avantage d'être applicable pour tous les types de bruits et de distorsions qui affectent le signal de parole, que ce soit les réverbérations ou les autres aberrations qui peuvent se produire au cours du temps.

Le passage de l' A_i , du SII, ou du STI, à l'intelligibilité de la parole demande une transformation non-linéaire qui doit être adaptée aux données empiriques. La transformation va dépendre du type de matériel phonétique utilisé et la fonction est généralement plus raide pour le matériel avec contexte (par exemple des phrases) que pour le matériel avec des mots isolés (figure 4). En clair, à quantité égale d'information transmise, un auditeur comprendra plus facilement une phrase qu'un mot sans signification.

D'après Hill et al. (1968), ce que nous pouvons également observer sur la figure 4, si un auditeur est capable de discriminer 70% de phonèmes ou de mots monosyllabiques isolés, alors il est capable de comprendre une phrase, une conversation, grâce au contexte et à la suppléance mentale.

Comme nous l'avons précisé un peu plus tôt, les différentes bandes fréquentielles ne sont pas totalement indépendantes. Ce qui se manifeste parfois par une sous-prédiction ou une sur-prédiction des performances par les index, lorsque plusieurs bandes spectrales sont combinées. En effet la présentation simultanée de deux bandes spectrales ne se résume pas en une simple additivité des informations véhiculées par chacune des bandes. En fonction de leur proximité, les bandes vont fournir des informations plus ou moins redondantes, et plus ou moins complémentaires, voire synergiques.

4 Modèles d'intégration de l'information provenant de plusieurs sources

Les modèles basés sur l'index d'articulation laissent supposer qu'il est possible d'utiliser les mesures de performances dans des conditions de bandes isolées pour prédire les scores dans les conditions de bandes (ou de modalités) combinées pour des sujets individuels, sans avoir nécessairement besoin d'utiliser des paramètres tels que les fonctions d'importance fréquentielle. Plusieurs de ces modèles sont décrits notamment dans les travaux de Braidà (1991) et de Ronan et al. (2004). Il existe des modèles simples de combinaison des bandes, c'est par exemple le cas du modèle de sommation de probabilité. Mais il existe également des modèles plus complexes, c'est par exemple le cas des modèles de perception à logique floue (FLMP = Fuzzy Logical Model of Perception, Massaro, 1987) ou encore des modèles d'intégration pré- ou post-étiquetage (Braidà, 1991). Bien entendu, ces modèles supposent également qu'il y a des incertitudes et des « bruits » qui peuvent se manifester à différents étages du traitement. Ces bruits peuvent être externes (par exemple bruit de fond, locuteur concurrent) ou internes (par exemple

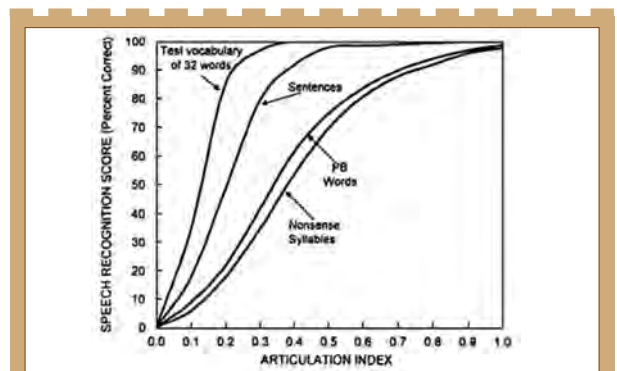


Figure 4 : Relation entre l'index d'articulation et la compréhension de la parole pour différents matériels phonétiques. (Source Gelfand, 2005)



fluctuation de l'attention du sujet). Ils peuvent être indépendants (i.e. ils se produisent avant l'étape d'intégration) ou tardifs (i.e. ils se produisent après l'étape d'intégration). Un modèle donné va être plus ou moins optimal dans ses prédictions en fonction des paramètres qu'il prend en compte et des postulats sur lesquels il est fondé.

Selon Macmillan (1987), la réalisation d'une tâche d'identification ou de discrimination peut être ramenée à un processus décisionnel. Pour Massaro (1987), la perception nécessite différentes étapes : une étape sensorielle dans laquelle le sujet va évaluer les « traits », une étape d'intégration des traits et une étape décisionnelle.

Dans un premier temps le sujet va d'abord évaluer les différentes sources d'information de manière indépendante. Chacune des informations (valeurs, indices caractéristiques) va être convertie en un ensemble de propriétés qui s'appellent des « traits ». Chacun de ces traits va donner une valeur qui est plus ou moins proche et plus ou moins ressemblant à des prototypes connus pas le sujet (par exemple à son lexique, aux phonèmes, aux syllabes ou aux mots de son vocabulaire). La seconde étape, l'intégration, consiste à combiner (à intégrer) les traits issus des différentes sources et à faire correspondre cette information combinée à des prototypes connus par le sujet. Enfin l'étape de décision consiste à attribuer comme réponse le prototype qui présente le maximum de ressemblance avec l'information sensorielle résultant de l'étape d'intégration.

La figure 5, issue de Braida (1991), représente des espaces d'indices hypothétiques pour des expériences d'identification des plausives /p, b, k, g/ en condition de stimulation audiovisuelle. L'axe horizontal symbolise une source d'information visuelle, la double flèche verticale délimite cet espace en 2 parties : consonnes bilabiales /p/ et /b/ à gauche, versus consonnes vélares /k/ et /g/ à droite. L'axe vertical symbolise une source d'information auditive, la double flèche horizontale délimite cet espace en 2 parties : consonnes sourdes /p/ et /k/ en bas, versus consonnes voisées /g/ et /b/ en haut. Pour cette tâche d'identification, un sujet soumis à la stimulation visuelle seule pourra facilement catégoriser si la consonne est bilabiale ou vélaire mais il aura une très grande incertitude pour catégoriser si cette consonne est voisée ou non. Réciproquement, la stimulation auditive seule permettra de catégoriser si la consonne est voisée ou non avec une incertitude pour catégoriser si cette consonne est bilabiale ou vélaire. Après avoir délimité ces sous espaces, nous obtenons les 4 prototypes qui serviront de points de comparaisons après l'étape d'intégration des informations auditives et visuelles.

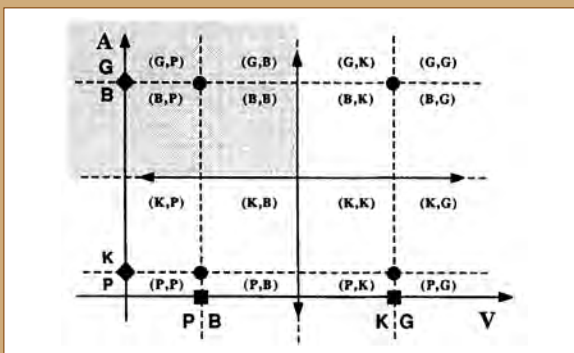


Figure 5 : Espaces d'indices hypothétiques pour une tâche d'identification /p, b, k, g/. Axe horizontal : indices scalaires pour la modalité visuelle. Axe vertical : indices scalaires pour la modalité auditive. D'après Braida, 1991.

L'exemple présenté ci-avant illustre un modèle d'intégration de 2 sources : une source d'information visuelle et une source d'information auditive. Ce même modèle peut être utilisé de façon analogue pour prédire l'intelligibilité lorsque 2 sources auditives (par exemple 2 bandes fréquentielles spectralement distantes) sont présentées simultanément. C'est ce que nous décrivons dans le paragraphe suivant.

5 Complémentarité et redondance des informations

En 1995, Warren et al. ont évalué sur 420 sujets, l'intelligibilité de phrases (pourcentage de mots-clés identifiés) filtrées passe-bande à des fréquences centrales de 370, 530, 750, 1100, 1500, 2100, 3000, 4200 et 6000 Hz avec des largeurs de bandes de 1/3 d'octave (expérience 1) ou de 1/20 d'octave (expérience 2) et des pentes abruptes (96 dB/octave pour les bandes larges d'1/3 d'octave et 115 dB/octave pour les bandes de largeur 1/20 d'octave).

Leurs résultats montrent qu'hormis pour les 2 bandes extrêmes (370 et 6000 Hz), l'intelligibilité reste relativement bonne, voire très bonne (figure 6). Pour les deux bandes extrêmes, leur intelligibilité est très faible lorsqu'elles sont diffusées individuellement, voire quasi-nulle dans certains cas. En revanche lorsque ces deux bandes sont diffusées simultanément, elles ont un effet super-additif et le score en condition dual-bande est significativement supérieur à la somme des scores en condition bande individuelle (figure 7).

Pour l'expérience 1, en condition 1/3 d'octave, l'intelligibilité fournie par les bandes centrées à 370 Hz et à 6000 Hz est respectivement de 23% et 24%. Lorsque ces deux bandes sont combinées, l'intelligibilité devient 78% en condition diotique et 76% en condition dichotique.

De même, pour l'expérience 2, en condition 1/20 d'octave, l'intelligibilité fournie par les bandes centrées à 370 Hz et à 6000 Hz est respectivement de 0,9% et 10%. Et lorsque les deux bandes sont combinées en condition diotique, l'intelligibilité moyenne atteint 27,8%.

Cela signifie que l'information contenue dans des bandes distantes peut être intégrée pour produire une augmentation de l'intelligibilité qui est beaucoup plus importante que la simple additivité.

En 1996, Lippmann a observé un effet similaire. Il propose dans son étude de faire écouter des consonnes qui ont subi un filtrage

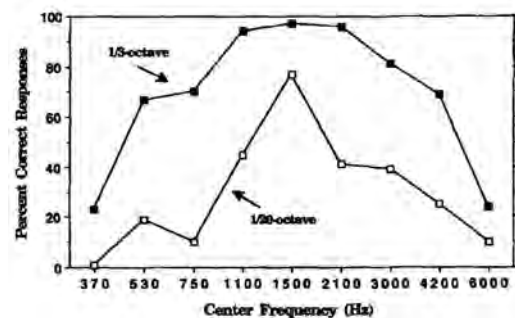


Figure 6 : Pourcentage moyen de mots clés identifiés, pour des phrases (CID sentences) présentées en condition largeur de bande 1/3 d'octave et en condition largeur de bande 1/20 d'octave, pour neuf fréquences centrales. D'après Warren et al., 1995.

passé-bas à 800 Hz auquel il ajoute ou non l'information d'un passé-haut à 3,15, 4, 5, 6,3, 8, et 10 kHz, afin de laisser un trou spectral dans les stimuli.

L'information fournie en condition passé-bas seul fournit une intelligibilité moyenne de 44,3%. Lorsque cette information est couplée avec de l'information haute-fréquence, l'intelligibilité atteint 52,7% si le passé-haut commence à 10 kHz, 73,9% pour une fréquence de coupure à 8 kHz et jusqu'à 91,6% avec une fréquence de coupure à 3,15 kHz.

Ces observations renforcent l'idée qu'il existe des indices redondants dans les différentes régions fréquentielles. Une forte dégradation du signal d'un point de vue quantitatif, ne résulte pas forcément en une dégradation équivalente sur le plan qualitatif : pour un signal privé de l'information 800 Hz–4000 Hz, Lippmann observe une intelligibilité proche de 90%. L'hypothèse d'une synergie ou d'une super-additivité de l'information provenant de bandes spectralement éloignées serait donc confirmée.

Grant et Braida (1991) avaient conduit, quelques années auparavant, des expériences analogues. Leur test consistait à faire écouter à un groupe de sujets normo-entendants, des phrases phonétiquement équilibrées, assez difficiles, dans lesquelles ils devaient reconnaître 5 mots clés, en condition audio seul et audio-visuel. Dans une des sessions de tests, les sujets écoutaient les stimuli filtrés passé-bande de largeur 1/3 d'octave. Les bandes étaient présentées individuellement ou combinées 2 à 2 : Bande 1 [80–630 Hz] ; Bande 2 [800–1000 Hz] ; Bande 4 [2500 Hz] ; Bande 5 [3150 Hz] ; Bande 1 + Bande 2 ; Bande 4 + Bande 5 ; Bande 1 + Bande 4 ; Bande 1 + Bande 5 ; Bande 2 + Bande 5.

En condition audio seul (figure 8), leurs résultats expérimentaux montrent que les performances sont largement sous-estimées par la théorie de l'Index lorsqu'ils combinent deux bandes fréquentielles distantes (-41%), et inversement leurs résultats sont surestimés lorsque les deux bandes fréquentielles sont adjacentes (+18%).

Pour les résultats sur-prédits en condition de bandes adjacentes, ils émettent l'hypothèse qu'il se produit un phénomène de masquage de l'information entre les bandes. Et ce phénomène de masquage serait d'autant plus important que les bandes sont proches l'une de l'autre. L'autre explication qu'ils proposent, c'est qu'il existe probablement un plus grand degré de corrélation entre des bandes adjacentes qu'entre des bandes éloignées. Lorsqu'on ajoute des bandes 1/3 d'octave successives, les « nouveaux » indices fournis seraient en fait redondants avec l'information contenue dans les bandes plus basses. Ce qui aurait pour conséquence de fournir seulement une légère augmentation de l'intelligibilité. Au contraire, le fait de combiner des bandes 1/3 d'octave non-adjacentes fournirait des indices complémentaires, ce qui résulterait en une amélioration importante de l'intelligibilité.

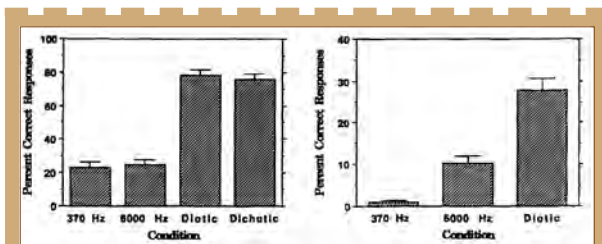


Figure 7 : Pourcentage moyen de mots clés identifiés pour des phrases filtrées passé-bande (1/3 d'octave à gauche, 1/20 d'octave à droite, de fréquences centrales 370 et 6000 Hz), présentées soit individuellement, soit simultanément. D'après Warren et al., 1995.

6

Application des modèles prédictifs chez le malentendant

D'après l'index d'articulation et ses variantes, l'intelligibilité doit augmenter lorsque l'audibilité augmente. En réalité ceci est surtout vrai pour les sujets normo-entendants et pour les malentendants dont la perte auditive est légère ou moyenne, mais dès que la perte auditive dépasse un certain degré, les prédictions des modèles ne sont pas toujours parfaites. Evidemment, pour les populations malentendantes il est nécessaire de prendre en compte les seuils audiométriques des individus testés afin de calculer les valeurs AI_i de l'index. Si l'index prédisait fidèlement les performances et s'il ne nécessitait aucune modification, cela signifierait que l'audibilité est le seul facteur limitant l'intelligibilité. Or, la plupart des études ont montré que l'intelligibilité mesurée chez les malentendants était moins bonne que l'intelligibilité prédite par l'AI_i (Fletcher, 1952; Dugal et al., 1978; Pavlovic, 1984; Pavlovic et al., 1986; Smoorenburg, 1992), en particulier pour les sujets qui ont des pertes modérées ou sévères. Les données recueillies chez le normo-entendant sont souvent homogènes, ce qui permet d'obtenir des modèles assez fidèles. Lorsque nous sommes en présence d'oreilles pathologiques, les données sont plus dispersées et il existe de larges variations inter-individuelles, à audibilité équivalente (Magnusson, 1996, figure 9 partie gauche). Sherbecoe et Studebaker (2003) ont montré que du fait de cette variabilité, les modèles perdent de leur précision et il devient nécessaire, pour gagner en précision, que ces modèles soient adaptés et prennent en compte des facteurs correctifs (par exemple un facteur de distorsion due à l'intensité de la parole, le facteur âge, ou encore le facteur désensibilisation qui réfère à une réduction des performances qui ne peut pas être expliquée par une réduction de l'audibilité).

La figure 9 (partie droite : 2ème et 3ème cadres) illustre par exemple des données recueillies par Pavlovic (1984) pour 2 groupes de surdités. Leur matériel phonétique était des listes de mots présentées dans diverses conditions de filtrage (large-bande, passé-bas et passé-haut), avec ou sans bruit blanc masquant à un RSB de 10 dB. Seize sujets malentendants ont été testés. Huit avaient des pertes moyennes (seuils meilleurs que 50 dB HL à 4000 Hz), le score moyen de ces sujets pour les 8 différentes conditions, indiquées par les nombres dans le 2ème cadre de la figure 9, sont proches des prédictions de l'AI_i (courbe en trait plein). Pour les 8 autres sujets ayant des pertes plus importantes (seuils de 55 dB HL ou au-delà, à 4000 Hz), les scores moyens, présentés dans le panel droit de la figure 9, tombent quasiment toujours en dessous des scores prédits par l'index.

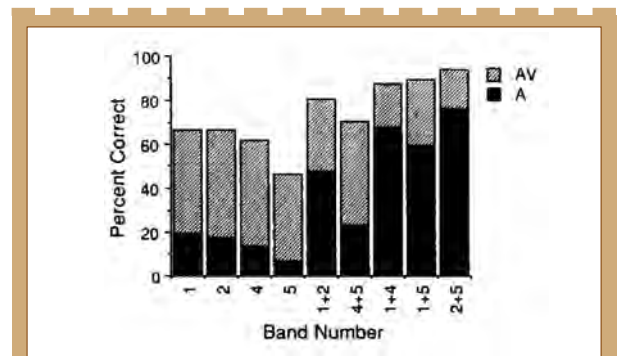


Figure 8 : Pourcentage de mots clés reconnus en fonction des bandes spectrales présentées, en conditions audio seule (A) et audio-visuelle (AV). D'après Grant et Braida, 1991.



Dans le cas de surdité dans les hautes fréquences, une série de travaux réalisés à la fin des années 90's ont mis en évidence que le fait de rendre audible les hautes fréquences pouvait être contre-productif, en particulier pour les zones où la perte auditive dépasse 55-60 dB de perte (Hogan et Turner, 1998 ; Ching et al., 1998 ; Turner et Cummings, 1999). C'est-à-dire que l'amplification de ces fréquences ne va pas nécessairement améliorer la compréhension et dans certains cas elle peut la dégrader (Hogan et Turner, 1998 ; Vickers et al., 2001). Pour ces patients, les modèles vont grandement surpr dire les performances obtenues (Ching et al., 1998). Les patients sont donc sous-performants par rapport à ce que l'on pourrait espérer sur la base de l'audibilité. En général, les résultats des études qui ont utilisé l'A₁ ou le SII suggèrent que, si l'audibilité est un facteur essentiel, ce n'est pas le seul facteur impliqué dans la compréhension, au moins pour les malentendants qui présentent des pertes modérées à sévères. On peut se demander si ces modèles prédictifs sont applicables aux surdités partielles. Comment expliquer alors les différences entre les performances prédites et les performances observées ?

Les travaux de Egan et Hake (1950) et de Ehmer (1959a et 1959b) ont montré que les basses fréquences d'un son avaient un fort pouvoir masquant sur les composantes hautes fréquences. Cet effet de masquage est naturellement présent du fait de la composition du spectre moyen à long terme de la parole et il est accentué par les différences de seuils de perception entre les sons graves et les sons aigus, ainsi que par l'élargissement des filtres auditifs. Ce phénomène est appelé le masquage ascendant (upward spread of masking) et il s'explique assez simplement. L'onde provoquée par un son aigu va se propager essentiellement sur la partie basale de la cochlée et ne va pas engendrer de distorsion sur les basses fréquences. Tandis qu'une onde de basse fréquence qui va se propager tout au long de la cochlée, depuis la base jusqu'à l'apex, risque de provoquer des interférences au niveau basal. Pour cette raison, les composantes de basse fréquence d'un son vont dégrader la perception des composantes de haute fréquence, d'autant plus si les cellules ciliées externes (CCE) sont endommagées et si la stimulation est forte.

Pour une surdité neurosensorielle, si les seuils de perception sont meilleurs que 60 dB HL, ce sont essentiellement les CCE qui vont être endommagées. On suppose alors qu'une perte auditive de degré moyenne à sévère résulte en une perte de la fonction des CCE, avec une fonction des cellules ciliées internes (CCI) qui n'est pas nécessairement altérée. Les CCE sont plus fragiles et plus

sensibles, par exemple aux agents oto-toxiques, que les CCI. On peut donc considérer qu'au-delà de 60 dB HL de perte les CCE sont compl tement détruites et les CCI commencent à être endommagées à leur tour (Liberman et Dodds, 1984). En absence de CCE, le sujet ne peut plus bénéficier des mécanismes cochléaires actifs, ce qui pourrait expliquer la valeur charnière à 60 dB observée dans les travaux de Hogan et Turner (1998), de Ching et al. (1998) et de Turner et Cummings (1999). La perte de la fonction des CCE a deux conséquences directes : des distorsions d'intensité qui se manifestent par une perte de sensibilité et des distorsions de fréquence qui se manifestent par un élargissement des filtres auditifs.

Diverses études ont mesuré la forme des filtres auditifs chez des sujets qui avaient des lésions cochléaires. Les résultats montrent généralement que chez le malentendant, les filtres auditifs sont beaucoup plus larges que la normale et que la largeur augmente avec la perte auditive, dès que la perte dépasse 30 dB. Classiquement, pour une perte auditive moyenne (41 – 70 dB), la largeur des filtres auditifs (ERB) est 2 fois supérieure à la normale. Pour une perte sévère (71 – 90 dB), l'ERB est environ 4 fois supérieure à la normale (Moore, 2007). Les lésions au niveau des CCE entraîneraient ainsi un élargissement des filtres cochléaires, ce qui impliquerait la diminution de résolution fréquentielle (Zwicker et Schorn, 1978 ; Florentine et al., 1980 ; Glasberg et Moore, 1986). Le masquage et la diminution de résolution fréquentielle sont 2 exemples de facteurs qui pourraient expliquer les sur-prédictions des modèles, mais il existe probablement d'autres déficits perceptifs liés à la surdité.

7 Conséquences de la surdité sur les fonctions d'importance fréquentielle

Intéressons-nous à présent aux conséquences potentielles de la surdité sur les fonctions d'importance fréquentielle. En 2006, Hornsby et Ricketts ont évalué la contribution des basses fréquences pour la compréhension chez les sujets ayant une surdité neurosensorielle. Un groupe de 10 sujets malentendants et un groupe de 10 sujets contrôles normo-entendants ont été soumis à des tests de reconnaissance de parole filtrée passe-bas et passe-haut à différentes fréquences de coupure, filtrée large bande ou filtrée passe-bande.

Pour l'évaluation des performances, les auteurs ont utilisé la méthode de la fréquence d'intersection (crossover frequency). Cette méthode a été proposée par French et Steinberg en 1947. La fréquence d'intersection correspond à la fréquence de coupure pour laquelle un filtre passe-bas et un filtre passe-haut fournissent la même intelligibilité, c'est-à-dire que la fréquence d'intersection va séparer le spectre en deux bandes fréquentielles d'égale contribution pour la reconnaissance de la parole. Si cette fréquence d'intersection est basse par rapport à la normale, cela signifie que le sujet utilise plutôt ses basses fréquences pour comprendre la parole. Si au contraire elle est plus haute que la normale, cela signifie que le sujet utilise plus ses hautes fréquences pour comprendre. Par exemple, French et Steinberg ont déterminé que pour les normo-entendants cette fréquence d'intersection était de 1900 Hz pour du matériel phonétique type syllabes CVC, mais cette fréquence n'est pas fixe, elle peut varier en fonction du matériel phonétique utilisé et probablement de la langue.

Les résultats obtenus par Hornsby et Ricketts sont présentés figure 10. Les performances des malentendants sont généralement inférieures à celles de normo-entendants, en particulier pour les conditions passe-haut. Leurs résultats montrent une différence signifi-

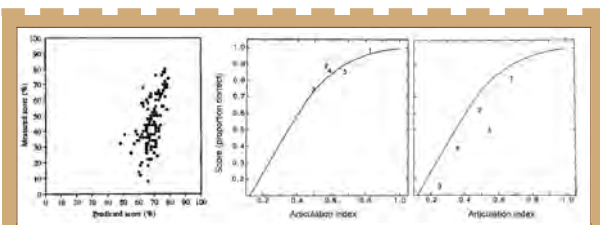


Figure 9 : Partie gauche : Relation entre les scores de reconnaissance de la parole prédits par le SII et mesurés chez 57 sujets malentendants (114 oreilles). D'après Magnusson, 1996. Partie droite (2 me et 3 me cadre) : Résultats de Pavlovic (1984) comparant les scores de reconnaissance de la parole de sujets malentendants avec les scores prédits sur la base de l'AI. Chaque nombre représente le score moyen des sujets pour une condition spécifique de filtrage/bruit de fond. Pour les sujets qui ont une perte modérée les prédictions sont précises (2 me cadre) ; pour les sujets qui ont des pertes plus sévères, les scores mesurés sont inférieurs aux scores prédits (3 me cadre). D'après Moore, 2007.

cative de fréquence d'intersection entre les deux groupes ainsi que des différences de performance à ces fréquences. Le groupe normo-entendant a une fréquence d'intersection à 1408 Hz qui fournit une intelligibilité de 50%. La fréquence d'intersection du groupe malentendant est obtenue à 1207 Hz et fournit une intelligibilité de 28%. D'après les auteurs, cette différence de fréquence d'intersection serait principalement due au fait que les malentendants ont des performances réduites dans les conditions de filtrage passe-haut.

Pour confirmer cette hypothèse, les auteurs ont comparé les performances de leurs malentendants avec les prédictions calculées par le SII. Pour la condition passe-bas, les performances obtenues sont assez fidèles aux prédictions de l'index, pour les fréquences de coupure inférieures à 1200 Hz. Mais en condition de filtrage passe-haut, le SII surprédit les performances pour toutes les conditions de filtrage, ce qui suggère que ces malentendants auraient une capacité réduite à traiter l'information haute-fréquence.

Hornsby et Ricketts ont par ailleurs comparé les résultats de leur groupe malentendant avec ceux obtenus dans une précédente étude (Hornsby et Ricketts, 2003), chez un groupe de malentendants qui avaient une perte plate, uniforme sur toutes les fréquences. Les résultats de ces 2 groupes sont présentés sur la figure 11, elle représente la fonction de régression moyenne basée sur leurs performances mesurées en condition de filtrage passe-bas et passe-haut. Les fonctions de régression pour les données passe-haut se chevauchent pour les 2 groupes, excepté pour la condition large bande. Au contraire pour les données passe-bas, la fonction de régression montre des résultats plus mauvais pour les patients qui ont une perte plate, ce qui résulte en une fréquence d'intersection plus basse pour le groupe avec une surdité en pente, par rapport au groupe avec une perte plate. D'après les auteurs, la différence de fréquence d'intersection ne serait pas due à des différences de capacités à utiliser l'information haute fréquence. Selon eux, la fréquence d'intersection plus haute observée chez le groupe à perte plate reflèterait une moins bonne capacité à traiter l'information basse fréquence. On peut supposer que le groupe qui a une surdité en pente arrivera mieux à exploiter l'information basse fréquence par rapport à l'autre groupe.

Dans un article de 2003, Vestergaard avait fait un constat similaire. L'auteur mesurait l'intelligibilité de sons de parole filtrés en passe-bas à différentes fréquences de coupure, chez des sujets présentant des zones inertes cochléaires (ZIC : Moore, 2001) dans les hautes fréquences. Il apparaît que les sujets dont l'audiogramme présente

une fréquence de coupure basse sont capables de mieux utiliser l'information de parole basse fréquence par rapport à des sujets qui ont une valeur de la fréquence de coupure plus haute. Les patients dont la fréquence de coupure est basse auraient également, en condition d'audibilité faible, des meilleures capacités à traiter l'information basse fréquence par rapport à des sujets qui ne présentent pas de ZIC. Le même constat a été fait plus récemment par Moore et Vinay (2009).

Selon Hornsby et Ricketts (2006), les patients avec une perte en pente de ski sous-exploitent les hautes fréquences au profit des basses fréquences, d'où le décalage de la fréquence d'intersection vers les basses fréquences. Au contraire Horwitz et al. (2008) pensent que les malentendants ne tirent pas le même avantage des indices de parole audibles que les normo-entendants, toutefois ils seraient plus efficaces pour extraire l'information à laquelle ils ont été habitués, dans la zone fréquentielle où leur audition est la meilleure. Cette idée est également défendue par Vestergaard (2003).

Chez le malentendant, au-delà de la surdité et de l'audibilité, il y a probablement des mécanismes plus complexes qui entrent en jeu, fonctions de l'importance de la perte auditive et des caractéristiques du patient (par exemple la désensibilisation évoquée par Sherbecoe et Studebaker, 2003). Dans certains cas, pour gagner en précision et pour être applicables au malentendant, les modèles requièrent l'application de facteurs correctifs. Ces index, initialement élaborés pour le développement des télécommunications, s'avèrent très utiles dans le domaine de l'audiologie. Malheureusement ils sont encore peu connus des professionnels de l'audition et méritent d'être démocratisés.

8

Références

ANSI. ANSI S3.5-1969. American national standard methods for the calculation of the articulation index. American National Standards Institutes, New York 1969.

ANSI. ANSI S3.5-1997. American national standard methods for the calculation of the speech intelligibility index. American National Standards Institutes, New York 1997.

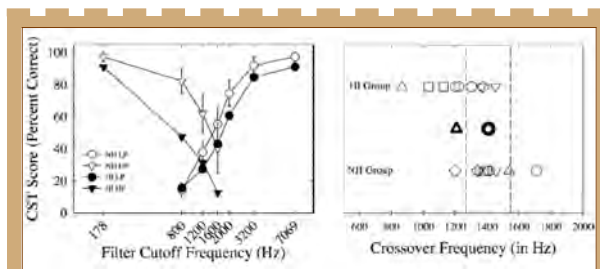


Figure 10 : Partie gauche : Intelligibilité de la parole filtrée passe-bas et passe-haut à différentes fréquences de coupure, pour des normo-entendants et des malentendants ayant une perte en pente. Partie droite : fréquence d'intersection (données individuelles en traits fins et moyennes en traits gras) pour les deux groupes de sujets testés normo- vs malentendants. Les barres verticales représentent plus ou moins une déviation standard autour de la fréquence d'intersection des normo-entendants.

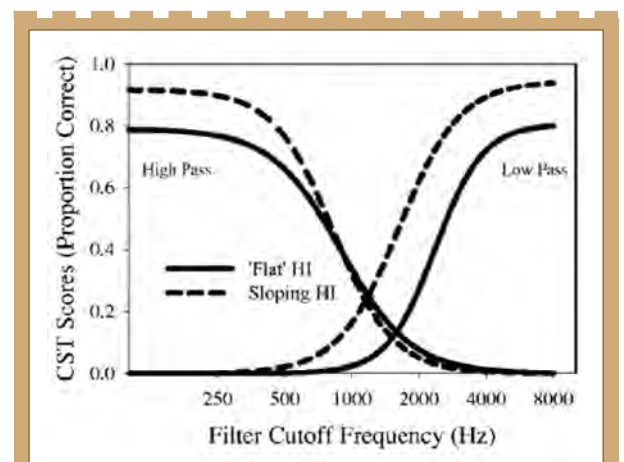


Figure 11 : Fonctions de régressions moyennes basées sur les performances obtenues en conditions de filtrage passe-bas et passe-haut des groupes à perte plate (trait continu) et en pente (pointillés). D'après Hornsby et Ricketts (2006).



- Black JW. Equally contributing frequency bands in intelligibility testing. *J Speech Hear Res.* 1959;2: 81-3.
- Braida LD. Crossmodal integration in the identification of consonant segments. *Q J Exp Psychol A.* 1991;43:647-77.
- Byrne D, Dillon H, Tran K, Arlinger S, Wilbraham K, Cox R, Hagerman B, Hetu R, Kei J, Lui C, Kiessling J, Kotby MN, Nasser NHA, El Kholi WAH, Nakanishi Y, Oyer H, Powell R, Stephens D, Meredith R, Sirimanna T, Tavartkiladze G, Frolenkov GI, Westerman S, Ludvigsen C. An international comparison of long-term average speech spectra. *J Acoust Soc Am* 1994;96:2108-20.
- Ching TY, Dillon H, Byrne D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. *J Acoust Soc Am.* 1998;103:1128-40.
- Dugal R, Braida LD, Durlach NI. Implications of Previous Research for the Selection of Frequency-Gain Characteristics, in *Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance* (eds Studebaker and Hochberg), University Park Press, Baltimore, 1978:379-403.
- Egan JP, Hake HW. On the masking pattern of a simple auditory stimulus. *J Acoust Soc Am.* 1950;22: 622-30.
- Ehmer RH. Masking patterns of tones. *J Acoust Soc Am.* 1959a;31:1115-20.
- Ehmer RH. Masking by tones vs. Noise bands. *J Acoust Soc Am.* 1959b;31:1253-6.
- Fletcher H. The perception of sounds by deafened persons. *J Acoust Soc Am.* 1952;24:490-7.
- Fletcher H, Galt RH. The perception of speech and its relation to telephony. *J Acoust Soc Am.* 1950;22:89-151.
- Florentine M, Buus S, Scharf B, Zwicker E. Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers. *J Speech Hear Res.* 1980;23:646-69.
- French NR, Steinberg JC. Factors governing the intelligibility of speech sounds. *J Acoust Soc Am.* 1947;19:90-119.
- Gelfand SA. *Hearing - an introduction to psychological and physiological acoustics*, 4th edition revised and expanded. Fourth edition, Taylor & Francis, 2005.
- 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* 2005;91:145-54.
- Glasberg BR, Moore BC. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *J Acoust Soc Am.* 1986;79:1020-33.
- Grant KW, Braida LD. Evaluating the articulation index for auditory-visual input. *J Acoust Soc Am.* 1991;89:2952-60.
- Hill FJ, McRae LP, McClellan RP. Speech recognition as a function of channel capacity in a discrete set of channels. *J Acoust Soc Am.* 1968;44:13-8.
- Hogan CA, Turner CW. High-frequency audibility: benefits for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am.* 1998;104:432-41.
- Hornsby BW, Ricketts TA. The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding. *J Acoust Soc Am.* 2003;113:1706-17.
- Hornsby BW, Ricketts TA. The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding. II. Sloping hearing loss. *J Acoust Soc Am.* 2006;119:1752-63.
- Horwitz AR, Ahlstrom JB, Dubno JR. Factors affecting the benefits of high-frequency amplification. *J Speech Lang Hear Res.* 2008;51:798-813.
- Houtgast T, Steeneken HJM. A review of the MTF concept in room acoustics and its use for estimating speech intelligibility in auditoria. *J Acoust Soc Am.* 1985;77:1069-77.
- Lieberman MC, Dodds LW. Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hear Res.* 1984;16:55-74.
- Lippmann RP. Accurate consonant perception without mid-frequency speech energy. *IEEE Trans Speech Audio Process.* 1996;4:66-9.
- Macmillan NA. Beyond the categorical/continuous distinction: A psychophysical approach to processing modes. In S. Harnad (ed.). *Categorical perception: The groundwork of cognition*, New York: Cambridge University Press, 1987:53-88.
- Magnusson L. Predicting the speech recognition performance of elderly individuals with sensorineural hearing impairment. A procedure based on the Speech Intelligibility Index. *Scand Audiol.* 1996;25:215-22.
- Massaro DW. *Speech perception by ear and eye: a paradigm for psychological inquiry.* Earlbaum, Hinsdale, NJ, 1987.
- Moore BCJ. *Cochlear hearing loss - Physiological, Psychological and Technical Issues.* Second edition, Wiley, 2007.
- Moore BCJ. Dead Regions in the Cochlea: Diagnosis, Perceptual Consequences, and Implications for the Fitting of Hearing Aids. *Trends Amplif.* 2001;5:1-34.
- Moore BCJ, Vinay SN. Enhanced discrimination of low-frequency sounds for subjects with high-frequency dead regions. *Brain* 2009; 132:524-36.
- Pavlovic CV. Use of the articulation index for assessing residual auditory function in listeners with sensorineural hearing impairment. *J Acoust Soc Am.* 1984;75:1253-8.
- Pavlovic CV, Studebaker GA, Sherbecoe RL. An articulation index based procedure for predicting the speech recognition performance of hearing-impaired individuals. *J Acoust Soc Am.* 1986;80:50-7.
- Ronan D, Dix AK, Shah P, Braida LD. Integration across frequency bands for consonant identification. *J Acoust Soc Am.* 2004;116:1749-62.
- Sherbecoe RL, Studebaker GA. Audibility-index predictions of normal-hearing and hearing-impaired listeners' performance on the connected speech test. *Ear Hear.* 2003;24:71-88.
- Smoorenburg GF. Speech reception in quiet and in noisy conditions by individuals with noise-induced hearing loss in relation to their tone audiogram. *J Acoust Soc Am.* 1992;91:421-37.
- Studebaker GA, Pavlovic CV, Sherbecoe RL. A frequency importance function for continuous discourse. *J Acoust Soc Am.* 1987;81:1130-8.
- Studebaker GA, Sherbecoe RL, McDaniel DM, Gwaltney CA. Monosyllabic word recognition at higher-than-normal speech and noise levels. *J Acoust Soc Am.* 1999;105:2431-44.
- Turner CW, Cummings KJ. Speech audibility for listeners with high-frequency hearing loss. *Am J Audiol.* 1999;8:47-56.
- Turner CW, Kwon BJ, Tanaka C, Knapp J, Hubartt JL, Doherty KA. Frequency-weighting functions for broadband speech as estimated by a correlational method. *J Acoust Soc Am.* 1998;104:1580-5.
- Vestergaard MD. Dead regions in the cochlea: implications for speech recognition and applicability of articulation index theory. *Int J Audiol.* 2003;42:249-261.
- Vickers DA, Moore BC, Baer T. Effects of low-pass filtering on the intelligibility of speech in quiet for people with and without dead regions at high frequencies. *J Acoust Soc Am.* 2001;110:1164-75.
- Warren RM, Riener KR, Bashford JA Jr, Brubaker BS. Spectral redundancy: intelligibility of sentences heard through narrow spectral slits. *Percept Psychophys.* 1995;57: 175-82.
- Zeng FG, Grant G, Niparko J, Galvin J, Shannon R, Opie J, Segel P. Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance. *J Acoust Soc Am.* 2002;111:377-86.
- Zwicker E, Schorn K. Psychoacoustical tuning curves in audiology. *Audiology.* 1978;17:120-40.



Stimulation magnétique transcrânienne répétée (SMTr) et acouphènes subjectifs invalidants : limites et interrogations ?

**Docteur
Alain LONDERO**

Consultation
Acouphène
Service ORL et CCF
Hôpital Européen G.
Pompidou
20, rue Leblanc
75015 PARIS
alain.londero@egp.
aphp.fr

La stimulation magnétique transcrânienne répétée (SMTr) est une technique non invasive de modulation de l'activité neuronale qui est utilisée, de longue date, à des fins diagnostiques ou thérapeutiques dans différentes pathologies neurologiques (dystonies, algies chroniques) ou psychiatriques. A titre d'exemple la SMTr du cortex préfrontal est reconnue depuis 2008 par la Food and Drug Administration comme un traitement au profil bénéfique/risque sensiblement égal à celui de la sismothérapie dans le traitement symptomatique des dépressions sévères résistantes aux traitements conventionnels [Fitzgerald 2009]. La SMTr est une technique réputée sûre sous couvert du respect strict de certaines précautions d'emploi permettant de s'affranchir du risque théorique d'induction de crise épileptique (contre-indication absolue en cas d'antécédents d'épilepsie ou de prise de médicaments abaissant le seuil épiléptogène) [Lefaucheur 2011]. Dans les indications ORL, le caractère bruyant (> 90dB) de la SMTr constitue certainement une limite supplémentaire pour des patients qui pourraient présenter une fragilité cochléaire et /ou une hypersensibilité douloureuse au bruit [Tringali 2012].

L'emploi de la SMTr pour les troubles ORL, en particulier les acouphènes subjectifs invalidants, est plus récente [Londero 2006 a]. Dans ce cadre, le SMTr fait suite au développement de modèles neurophysiologiques de génération et d'entretien des acouphènes subjectifs impliquant différentes structures neurologiques centrales. En effet,

s'il est admis que l'acouphène subjectif est habituellement la conséquence d'une lésion périphérique cochléaire aiguë (traumatisme sonore aigu, traumatisme pressionnel, toxicité médicamenteuse...) ou chronique (traumatisme sonore chronique, presbyacousie...), on suppose que la déafférentation totale ou partielle induite par le déficit auditif est à l'origine de dysfonctionnements cérébraux persistants. Ceux-ci témoignent de phénomènes de plasticité neurale à court et long terme impliquant, de façon non exclusive, les voies auditives sous corticales et corticales ainsi que d'autres structures cérébrales comme le système limbique [Eggermont 2007]. Ce seraient in-fine ces altérations centrales qui constitueraient le corrélat neural de l'acouphène et de la gêne qu'il induit. Ces modèles physiopathologiques partagent de grandes similitudes avec ceux développés pour expliquer les douleurs chroniques, en particulier les syndromes douloureux post-amputation dits du « membre fantôme ». De nombreux travaux expérimentaux de recherche fondamentale [Noreña 2005] ainsi que les nouvelles techniques d'imagerie fonctionnelle cérébrale [Lanting 2008], qui montrent une réorganisation et/ou une hyperactivité des cortex en particuliers auditifs, viennent soutenir ces modèles neurophysiologiques. La SMTr a donc pour objectif essentiel de tenter d'interagir favorablement avec ces dysfonctionnements cérébraux de façon à atténuer la perception de l'acouphène ou, tout au moins, d'en limiter le caractère invalidant [Kleinjung 2007].

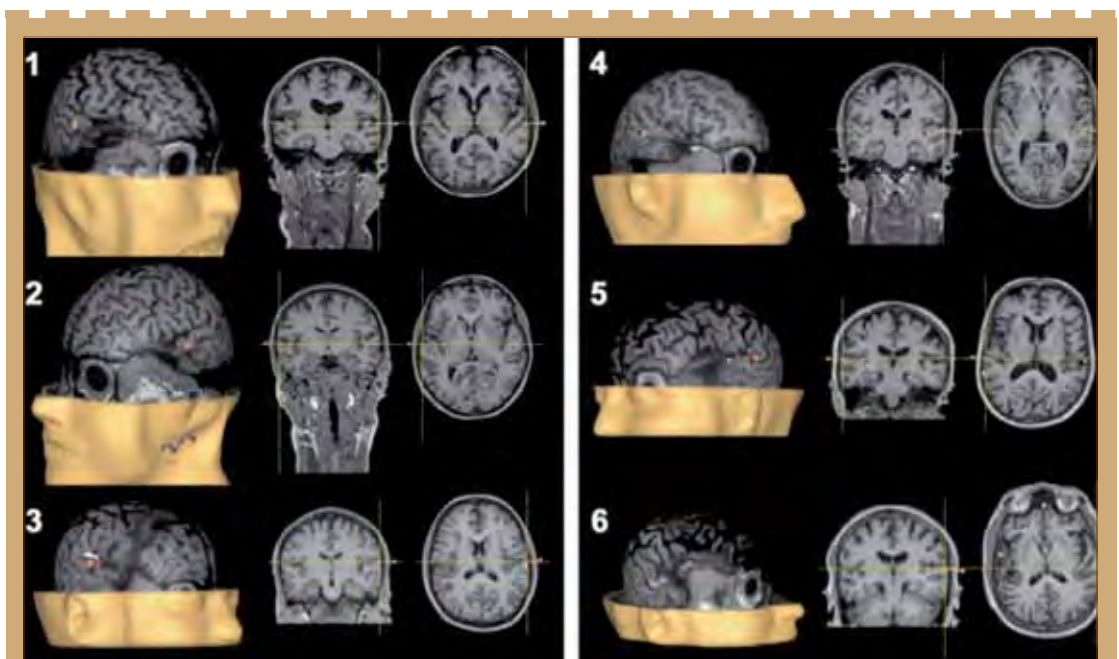


Figure 1: Zones corticales cibles

TRAITEMENT DES ACOUPHÈNES <



Pratiquement la SMTr consiste en l'application sur le scalp de façon brève (quelques millisecondes) et répétée (quelques centaines à quelques milliers de pulses) d'un champ magnétique intense (> 2 Tesla) qui est à même de produire des modifications localisées de l'activité électrique des neurones qui se trouvent dans la partie la plus superficielle du cortex cible situé immédiatement sous la palette (**Figure 1**). On peut ainsi, par exemple, induire une contraction involontaire des muscles de la main en stimulant le cortex moteur ou des modifications de la perception visuelle en stimulant les cortex occipitaux. Il est également théoriquement possible d'interagir avec les cortex auditifs primaires et secondaires qui sont, au moins pour partie, situés dans une zone superficielle des lobes temporaux (Gyrus de Heschl correspondant aux aires de Brodmann 41 et 42). Il est important de comprendre qu'en fonction des paramètres de stimulation, l'effet sur l'activité neurale de la SMTr est variable car fortement dépendant de l'orientation de chaque fibre nerveuse par rapport à l'axe du champ magnétique délivré et ce d'autant que sa spécificité spatiale est très faible (chaque pulse stimule sur 1 à 2 cm³ plusieurs millions de neurones). Il est cependant généralement admis qu'une stimulation à basse fréquence (1 Hz soit un pulse délivré toutes les secondes) produit un effet globalement inhibiteur, alors qu'une stimulation à haute fréquence (> 10 Hz ou plus soit > 10 pulse par seconde) produit un effet globalement excitateur. On notera par ailleurs que cet effet local peut potentiellement se prolonger après la stimulation par le biais des modifications neuronales. La SMTr peut également possiblement agir à sur des zones cérébrales éloignées du site de stimulation en fonction de la connectivité fonctionnelle des fibres neuronales cibles avec des structures plus distantes [Lehner 2012]. Les mécanismes

d'action neuro-physiologiques [Bey 2012] par lesquels la SMTr interagit avec les cortex dysfonctionnels (ou d'autres !) sont donc extrêmement complexes, mal compris [Weisz 2012] et encore, comme on le verra en infra, sujets à débat.

La majorité des études cliniques SMTr conduites en matière d'acouphène l'a été avec des protocoles en basse fréquence (1 Hz) délivrés lors de séances quotidiennes d'environ 20 minutes (1 stimulation par seconde pendant 20 minutes = 1200 stimulations par séance) sur une période de 5 à 10 jours avec ciblage anatomique ou fonctionnel de la zone à stimuler. Le rationnel guidant le choix de ces paramètres préférentiels de stimulation (calqués sur ceux utilisés dans les protocoles visant les douleurs chroniques) est que les cortex auditifs sont supposés être hyperactifs chez les patients acouphéniques et que la SMTr basse fréquence est supposée agir localement par effet inhibiteur. Quelques études ont cependant évalué les stimulations de haute fréquence, des stimulations en burst, ou bien la stimulation associée de cortex extra auditifs [Londero 2006 b]. On débat également pour savoir s'il est préférable d'agir sur des zones anatomiques prédéterminées comme les cortex auditifs primaire ou secondaire ou de cibler les zones les plus anormalement hyperactives telles que déterminées par imagerie fonctionnelle (IRMf, PET Scan, magnétoencéphalographie). On s'interroge également sur le fait de savoir s'il est plus efficace de stimuler le cortex auditif controlatéral si l'acouphène est unilatéral ou alors de stimuler systématiquement à gauche voire de façon bilatérale [Mennemeier 2013].

L'objectif est dans tous les cas de tenter de restaurer une activité corticale « normale » au sein des gyrus temporaux et donc « idéalement » de calmer la perception acouphénique (**Figure 2**).

Cliniquement, si plusieurs études ont démontré une supériorité, parfois à long terme, de la SMTr active par rapport à la SMTr placebo [Khedr 2009], elles ont été contredites par d'autres qui n'ont pas mis en évidence d'efficacité significative [Piccirillo 2011]. Les meta-analyses réalisés dans ce domaine ne permettent pas de conclure de façon certaine [Meng 2011]. L'effet favorable, s'il existe, est en tout état de cause le plus souvent partiel tant sur l'intensité de la perception de l'acouphène que sur la gêne induite. La disparition totale de l'acouphène est exceptionnelle et l'effet est presque toujours temporaire allant de quelques jours à quelques semaines [Peng 2012].

Il semble malgré tout que ce soient les patients ayant des acouphènes récents < 2 ans avec des seuils auditifs corrects qui sont les plus à même de bénéficier de l'effet favorable de la SMTr. Ceci pourrait témoigner d'une moins grande réversibilité des anomalies morphologiques ou fonctionnelles induites par les acouphènes anciens ou les déafférentations sévères [Kleinjung 2007 b]. Enfin comme dans les syndromes douloureux chroniques rebelles, il

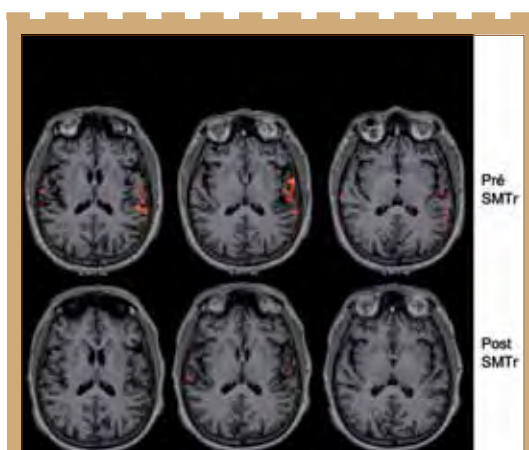


Figure 2 : Diminution d'activation corticale en IRMf après SMTr. (Avec l'aimable autorisation du Pr Brugières Service Neuroradiologie Hôpital Henri MONDOR Créteil)

a également été proposé que la SMTr puisse constituer un test prédictif avant implantation, par voie neuro-chirurgicale, de stimulateurs électriques extra-duraux à demeure pour les patients les plus invalidés en échec des thérapeutiques conventionnelles qu'elles soient médicamenteuses, sonores ou psychothérapeutiques. Ces techniques neurochirurgicales agressives restent du domaine de la recherche clinique [De Ridder 2008].

Il reste donc à l'évidence de nombreuses limites théoriques et pratiques à résoudre avant de pouvoir envisager une quelconque diffusion de la SMTr en pratique courante dans le cadre de la prise en charge des acouphènes subjectifs. C'est dans ce contexte qu'a été conduite une étude pilote [Lefaucheur 2012] portant sur 6 patients, présentant un acouphène unilatéral et ayant une audition subnormale ou un déficit auditif modéré, qui ont pu bénéficier de 10 séances quotidiennes de SMTr de basse fréquence (1Hz). L'originalité de ce travail consistait :

- dans un ciblage précis, par le biais d'un système de neuro-navigation, du cortex auditif primaire controlatéral à la perception de l'acouphène qui a permis une parfaite reproductibilité des stimulations corticales lors de chaque session.
- dans une comparaison par des mesures objectives, IRMf et PEA tardifs, de l'activité cérébrale des lobes temporaux avant et après SMTr.

Les résultats, qui doivent être considérés avec beaucoup de précautions compte tenu du faible nombre de sujets et de l'absence de procédure de contrôle placebo, permettent cependant de mieux cerner les problématiques liées à l'emploi de la SMTr en matière d'acouphène subjectif chronique.

Cliniquement les résultats de la SMTr obtenus sont conformes à ceux décrits dans la littérature avec une amélioration significative mais temporaire pour 3 patients sur 6 (> 25% ou > 50%) et une inefficacité pour les trois autres patients (< 15% et 0% pour le patient le plus invalidé initialement). Ces améliorations sont homogènes sur l'ensemble des scores évaluant l'acouphène. On notera que, malgré le port de protections auditives, les scores d'hyper-sensibilité auditive se sont aggravés pour trois patients sur six confirmant le caractère potentiellement agressif de la stimulation sonore produite par la rTMS.

En ce qui concerne l'analyse des résultats d'activation en IRMf il apparait effectivement que les sujets présentent des activations corticales asymétriques avec des cortex controlatéraux à l'acouphène plus actifs que les homolatéraux (volume +58%, intensité +89%). Le degré d'hyperactivation est cependant très variable en fonction de la sévérité de l'acouphène. Par rapport aux trois sujets moins invalidés, les trois sujets plus invalidés ont des activations beaucoup plus importantes tant du côté controlatéral (volume moyen : 576 vs. 105, intensité moyenne : 22010 vs. 2365) que du côté homolatéral à l'acouphène (volume moyen : 365 vs. 66, intensité moyenne : 10994 vs. 1925).

Après SMTr, et contrairement à l'effet simplement inhibiteur attendu, les données IRMf montrent une tendance à la normalisation des activations (augmentation pour les patients ayant initialement des activations faibles, diminution pour les patients ayant initialement une activation forte). Ceci conduit à une disparition des différences constatées en pré stimulation tant en controlatéral (volume moyen : 173 vs. 183, intensité moyenne : 5869 vs. 5994) qu'en ipsilatéral (volume moyen : 121 vs. 163, intensité moyenne : 4300 vs. 5333).

Cette tendance à la normalisation qui apparait assez nettement en IRMf n'est que partiellement corrélée aux variations analysées grâce aux potentiels évoqués tardifs. En effet en ce qui concerne les PEA, la SMTr a diminué, chez tous les patients (en dehors du patient présentant les acouphènes les plus sévères et qui n'a pas du tout bénéficié de la SMTr), l'amplitude de l'onde N1, la plus représentative de l'activité du gyrus de Heschl au sein duquel se trouvent ses générateurs. En revanche, la SMTr a diminué l'amplitude de l'onde P2 (plus représentative de l'activité des cortex auditifs secondaires) uniquement chez les patients atteints d'acouphènes sévères, du moins pour la stimulation auditive controlatérale aux acouphènes, alors qu'elle a au contraire augmenté l'amplitude de l'onde P2 pour les patients qui présentaient des acouphènes moins sévères.

On constatera enfin que les variations d'activité corticale IRMf et PEA ne sont en rien corrélées à l'amélioration clinique. Ceci laisse supposer que le cortex auditif n'est pas isolément impliqué dans la génération de la perception de l'acouphène et de la gêne qu'il procure.

Conclusion

La SMTr est une méthode non invasive de modulation de l'activité cérébrale. Elle peut être appliquée sur les cortex temporaux- de façon à interagir avec l'activité dysfonctionnelle des cortex auditifs primaire et secondaire qui constituerait le corrélat neural de la perception acouphénique. La SMTr semble avoir fait la preuve d'une efficacité uniquement partielle et temporaire. Les mécanismes physiopathologiques qui sous-tendent ce possible effet favorable sont manifestement complexes et encore mal compris dépendant certainement du degré d'activation cortical basal. L'application en pratique courante dans cette nouvelle indication de cette technique de neuromodulation reste encore soumise à de nombreuses incertitudes théoriques et obstacles de faisabilité.

Références

- Bey A, Leue S, Wienbruch C. A neuronal network model for simulating the effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on local field potential power spectra. *PLoS One*. 2012;7(11):e49097.
- De Ridder D, Menovsky T, van de Heyning P. Auditory cortex stimulation for tinnitus suppression. *Otol Neurotol*. 2008 Jun; 29(4):574-5.
- Eggermont JJ. Pathophysiology of tinnitus. *Prog Brain Res*. 2007; 166:19-35. Review.
- Fitzgerald PB, Hoy K, McQueen S, et al. A Randomized Trial of rTMS Targeted with MRI Based Neuro-Navigation in Treatment-Resistant Depression. *Neuropsychopharmacology*. 2009 Jan 14.
- Khedr EM, Rothwell JC, El-Atar A. One-year follow up of patients with chronic tinnitus treated with left temporoparietal rTMS. *Eur J Neurol*. 2009 Jan 16.
- Kleinjung T, Steffens T, Londero A, et al. Transcranial magnetic stimulation (TMS) for treatment of chronic tinnitus: clinical effects. *Prog Brain Res*. 2007; 166:359-67.
- Kleinjung T, Steffens T, Sand P, et al. Which tinnitus patients benefit from transcranial magnetic stimulation? *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2007 Oct; 137(4):589-95.



Lanting CP, De Kleine E, Bartels H, et al. Functional imaging of unilateral tinnitus using fMRI. *Acta Otolaryngol.* 2008 Apr; 128(4):415-21.

Lefaucheur JP, André-Obadia N, Poulet E, Devanne H, Haffen E, Londero A, Cretin B, Leroi AM, Radtchenko A, Saba G, Thai-Van H, Litre CF, Vercueil L, Bouhassira D, Ayache SS, Farhat WH, Zouari HG, Mylius V, Nicolier M, Garcia-Larrea L. French guidelines on the use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS): safety and therapeutic indications. *Neurophysiol Clin.* 2011 Dec;41(5-6):221-95.

Lefaucheur JP, Brugières P, Guimont F, Iglesias S, Franco-Rodrigues A, Liégeois-Chauvel C, Londero A. Navigated rTMS for the treatment of tinnitus: a pilot study with assessment by fMRI and AEPs. *Neurophysiol Clin.* 2012 Apr;42(3):95-109.

Lehner A, Schecklmann M, Poepl TB, Kreuzer PM, Vielsmeier V, Rupprecht R, Landgrebe M, Langguth B. Multisite rTMS for the Treatment of Chronic Tinnitus: Stimulation of the Cortical Tinnitus Network-A Pilot Study. *Brain Topogr.* 2012.

Londero A, Lefaucheur JP, Malinvaud D, et al. Magnetic stimulation of the auditory cortex for disabling tinnitus: preliminary results. *Presse Med.* 2006 Feb; 35(2 Pt 1):200-6.

Londero A, Langguth B, De Ridder D, et al. Repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS): a new therapeutic approach in subjective tinnitus? *Neurophysiol Clin.* 2006 May-Jun; 36(3):145-55.

Meng Z, Liu S, Zheng Y, Phillips JS. Repetitive transcranial magnetic stimulation for tinnitus. *Cochrane Database Syst Rev.* 2011 Oct

5;(10):CD007946. Mennemeier M, Munn T, Allensworth M, Lenow JK, Brown G, Allen S, Dornhoffer J, Williams DK. Laterality, frequency and replication of rTMS treatment for chronic tinnitus: pilot studies and a review of maintenance treatment. *Hear Res.* 2013 Jan; 295(1-2):30-7.

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

Peng Z, Chen XQ, Gong SS. Effectiveness of repetitive transcranial magnetic stimulation for chronic tinnitus: a systematic review. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012 Nov;147(5):817-25.

Piccirillo JF, Garcia KS, Nicklaus J, Pierce K, Burton H, Vlassenko AG, Mintun M, Duddy D, Kallogjeri D, Spitznagel EL Jr. Low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation to the temporoparietal junction for tinnitus. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2011 Mar;137(3):221-8.

Tringali S, Perrot X, Collet L, Moulin A. Repetitive transcranial magnetic stimulation noise levels: methodological implications for tinnitus treatment. *Otol Neurotol.* 2012 Sep;33(7):1156-60.

Weisz N, Lüchinger C, Thut G, Müller N. Effects of individual alpha rTMS applied to the auditory cortex and its implications for the treatment of chronic tinnitus. *Hum Brain Mapp.* 2012 Sep 24.

ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE
37^e ANNÉE - ÉDITION 2012

2012 OCEP ÉDITION

auditionTV
News-Interview-Reportage

AuditionTV,
la première WebTV dédiée
au monde de l'audition.

Bon à découper

A renvoyer à: OCEP édition, 27-31 rue Gabriel Péri 94220 Charenton-le-Pont

Norm / Raison sociale : _____

Adresse : _____

Code postal : _____ Ville : _____ E-mail : _____

Je désire recevoir la 22^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)

LES PROFESSIONNELS RECENSÉS PAR SPÉCIALITÉS EN 1000 PAGES

WWW.ANNUAIRE-AUDITION.COM

MEDECINS ORL ET PHONIATRES / AUDIOPROTHESISTES ET ENSEIGNES / SERVICES HOSPITALIERS ORL / FOURNISSEURS, MATERIEL / FOURNISSEURS ET INSTRUMENTATION ORL / EDUCATION SPÉCIALISÉE...

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



Métier et Technique

La méthode CTM, utilisation quotidienne et applications aux nouvelles technologies

Thomas ROY

Audioprothésiste D.E.

Membre du Collège National d'Audioprohèse

Laboratoires F. LE HER

41, rue de la tour de beurre

76000 Rouen



Introduction

Avec l'avènement des prothèses numériques de dernière génération et la multiplication des paramètres de réglage accessibles à l'audioprothésiste, il paraît essentiel de pouvoir baser son adaptation prothétique sur une méthodologie précise. La méthode C.T.M. développée par François Le Her, comme d'autres méthodes d'approche supraliminaire (Pré-réglage de X. Renard, DSL.), constitue une alternative sérieuse et facile à mettre en œuvre dans une pratique quotidienne. Nous nous proposons donc dans cet article de vous présenter rapidement, dans un esprit plus pratique que théorique et après quelques notions fondamentales, cette méthode qui reste parfaitement adaptée aux toutes dernières avancées des industriels.

Historique

La méthode C.T.M. a pour origine les travaux de Watson et Knudsen¹ qui, dès 1940, ont introduit la notion fondamentale de Most Comfortable Level (MCL ou niveau d'audition le plus confortable) et proposé son utilisation dans une méthodologie d'appareillage. L'objectif était déjà de transférer, par l'amplification prothétique, l'énergie moyenne des sons de parole vers une zone confortable pour le patient et permettre une plus rapide acceptation de l'appareillage.

Principe général

Présentée pour la première fois en 1984², la méthode C.T.M. est une technique d'approche prothétique supraliminaire qui s'avère toujours parfaitement adaptée à l'application des prothèses numériques de dernière génération. Cette méthode permet, par une approche dynamique du champ auditif résiduel, de déterminer les cibles de gain et niveau de sortie pour chaque niveau d'entrée du signal dans la prothèse.

Le principe général de la méthode C.T.M. est fondé sur une analyse comparative du champ auditif du normo-entendant et du champ auditif résiduel du sujet malentendant, l'objectif étant de définir les paramètres de traitement à appliquer aux signaux constituant le spectre acoustique perceptible et particulièrement l'énergie moyenne des sons de la parole. Ces signaux acoustiques devront être transférés dans le champ auditif résiduel du malentendant afin que les niveaux de sensations subjectives du patient soient le plus proche possible de ceux du sujet sain.

Cette méthode est nommée C.T.M. (Comfortable Transfert Matrix) afin de décrire son principe philosophique de base.

Comfortable : car son principe est basé sur le relevé d'un seuil subjectif maximum confortable.

Transfert : car son principe général est également fondé sur le Transfert de l'énergie acoustique des signaux perceptibles par une oreille normale dans le champ auditif résiduel du sujet malentendant.

Matrix : car le but général de la méthode est de déterminer les valeurs des Matrices de transfert nécessaires au traitement de l'énergie acoustique des signaux perceptibles par le sujet normal (Gain idéal de base, paramètres de compression : TK, CF, TA, TR).

La méthode C.T.M. réalise ainsi un transfert d'énergie pour permettre la perception par le sujet malentendant de l'ensemble du champ dynamique en respectant les principes suivants :

- La perception de l'aspect dynamique de l'environnement acoustique doit être le même pour les sujets normoentendants et malentendants.
- Pour cela, les seuils d'audition liminaire, d'audition confortable et d'inconfort doivent être dans la mesure du possible équivalents à ceux du sujet sain.

- La priorité doit toujours être donnée au niveau d'inconfort qui pour des raisons évidentes ne doit jamais être dépassé, venant ensuite par ordre d'importance, le niveau de confort et le seuil d'audition liminaire.
- La fréquence clé de la méthode est le 2000 Hz.
- La mise en pratique de la méthode passe par l'utilisation du champ auditif C.T.M.

Le champ auditif C.T.M.

Le champ auditif C.T.M. est le document de base de la méthode et regroupe sur un même graphique les niveaux de seuils d'audition liminaire, de niveau d'audition confortable et de niveau d'inconfort du sujet normal.

Ce graphique utilise des décibels SPL pour être en accord avec les paramètres des logiciels de réglages prothétiques, l'utilisation de chaînes de mesures électroacoustique ou de mesure in vivo qui sont également calibrés en dB SPL.

Le champ auditif normal est défini comme étant la zone dynamique comprise entre le seuil d'audition liminaire et le niveau d'inconfort. La terminologie pour ce niveau d'inconfort étant variable (SSI, UCL, LDL...), l'auteur de la méthode a préféré choisir la terminologie N.L.C.N. pour Niveau Limite du

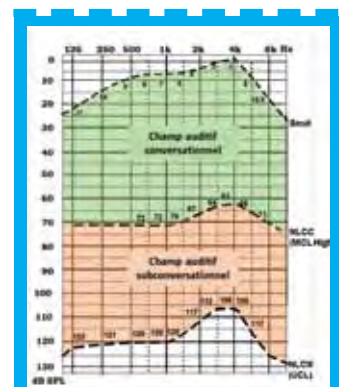


Figure 1 : Le champ auditif C.T.M



Champ auditif Normal (NLCN). L'auteur choisit l'isotonie 120 phones telle que définie par la norme AFNOR S 30-003 (3 comme valeur de référence chez le sujet normal). La mesure utilisée pour le relevé du NLCN est celle décrite par Wallenfels en 1967⁴, reprise par Xavier RENARD en 1979⁵ qui préconisent, pour limiter les variabilités interindividuelles, de ne pas demander au patient sa participation. L'observation des contractions des muscles du faciès ou des modifications de comportement renseigne l'opérateur sur la présence d'un début de désagrément qui correspond au NLCN ou au Seuil Subjectif d'Inconfort (Figure 1).

Le champ auditif normal est divisé en deux champs intermédiaires séparés par la courbe de référence de la méthode nommée Niveau Limite du Champ auditif Conversationnel (N.L.C.C.)⁶ et qui peut être assimilée au MCLHigh (Most Comfortable Level High)^{7,8}. Le N.L.C.C. délimite deux champs qui sont le champ auditif conversationnel pour sa partie basse et le champ auditif subconversationnel pour les intensités les plus fortes. La difficulté essentielle lors de la mise

en œuvre quotidienne de la méthode C.T.M., réside dans la réalisation correcte de la mesure de ce N.L.C.C. qui n'est pas toujours évidente et correctement maîtrisée.

L'opérateur demande ainsi au patient de lui indiquer le niveau limite pour lequel le signal présenté devient trop fort et ne semble plus conversationnel. Les consignes sont les suivantes :

- « Vous allez entendre des sons que vous devez considérer comme de petits morceaux de parole ».
- « Vous devez me signaler le moment où ces morceaux de parole vous semblent devenir trop forts par rapport à un niveau normal de conversation ».
- « Vous ne devez pas avoir l'impression que ces sons s'éloignent mais les percevoir très clairement ».
- « Je recherche le niveau pour lequel vous avez l'impression d'entendre ces niveaux clairement et proches, plus précisément le dernier niveau avant lequel vous aurez l'impression que ces sons deviennent trop forts ».
- « L'échelle de sensation sonore suivante vous permettra de mieux comprendre le niveau que nous recherchons qui est matérialisé par le numéro 5 »⁹ (Figure 2).

Le niveau du N.L.C.C. peut être également rapproché du Seuil Subjectif de Confort Vocal (S.S.C.V.) pour en vérifier la bonne corrélation.

Le relevé du seuil liminaire, du N.L.C.C. et du N.L.C.N. chez un patient va ensuite permettre par comparaison avec un champ auditif normal, de déterminer les paramètres de réglages prothétiques élémentaires qui seront le gain, les facteurs de compression, les seuils d'enclenchement de compression ainsi que les temps d'attaque et de retour.

La mise en place d'un cas pratique va faciliter la compréhension de l'utilisation quotidienne de la méthode C.T.M.

Cas pratique (Fig. 3, 4)

Madame X se présente à votre laboratoire pour une adaptation prothétique. Le bilan d'orientation prothétique réalisé au casque pour son oreille droite est le suivant et ne présente pas de particularités :

Vous avez choisi d'adapter, en accord avec votre patient, un contour d'oreille muni d'un embout sur mesure. Après avoir vérifié la parfaite tolérance de votre embout, un pré-réglage classique de l'aide auditive (NAL, DSL, POGO, etc.)

0	Rien
1	Presque rien
2	Faible, éloigné
3	Confortable, mais un peu faible
4	Confortable
5	Confortable, fort et bien net (N.L.C.C.)
6	Trop fort
7	Insupportable

Figure 2 : Niveaux de l'échelle de sensation sur 7 niveaux selon Le HER 1998

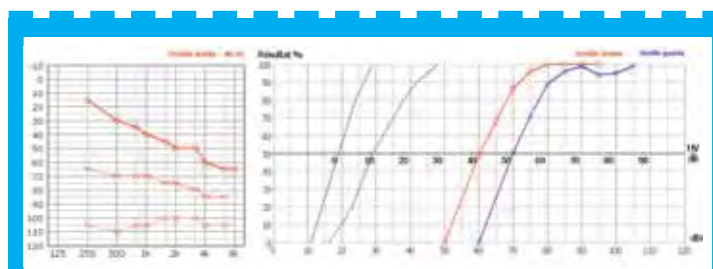


Figure 3

Fréquences	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Valeurs de conversion dB HL → dB SPL	+14	+9	+8	+7	+6	+4	0	-1

Figure 4 : Valeurs de conversion pour un passage de dB HL en dB SPL



est mis en place afin de pouvoir réaliser l'ensemble des mesures nécessaires à la méthode. Pour plus de simplicité, l'appareil pourra être réglé de façon linéaire afin d'apprécier plus précisément la dynamique résiduelle réelle de votre patient. Les différents traitements de signaux activés dans l'aide auditive devront être préalablement désactivés afin de ne pas influencer sur le recueil des différents seuils (réduction de bruit, renforcements spectraux, directionnalité automatique des microphones, anti-larsen si possible, etc.). Le seuil prothétique, le niveau de confort (N.L.C.C.) et d'inconfort sont ensuite mesurés en champ libre, en respectant les consignes précédemment exposées. Dans le cas d'un audiomètre calibré en dB HL pour sa sortie en champ libre, des conversions simples seront à apporter aux valeurs des seuils pour obtenir leur équivalent en dB SPL^{10,11}, et pouvoir les reporter sur le graphique C.T.M. (Figure 4).

Le report des mesures de seuils sur le champ auditif C.T.M. va permettre de déterminer l'ensemble des paramètres d'amplification nécessaires à la correction de cette patiente.

L'un des intérêts de cette méthode réside dans l'utilisation de mesures réalisées à l'aide de la prothèse du patient et plus particulièrement en tenant directement compte des modifications acoustiques induites par l'embout en situation dans le conduit auditif (jonction endo-auriculaire).

Les mesures réalisées dans ce cadre donneront une prescription de valeurs de modification des courbes de réponse initiales et pourront donc être mesurées au coupleur, en in situ ou in vivo (Figure 5).

Les facteurs de compression

Le champ auditif C.T.M. étant établi, la méthode propose de comparer les dynamiques du sujet normoentendant avec la dynamique résiduelle de cette patiente afin d'en déduire les différents facteurs de compression. La méthode permet de prescrire 2 facteurs de compression pour chaque bande de fréquence, l'un affecté au champ auditif conversationnel (NLCC - Seuil) soit la zone 0-70 dB SPL et l'autre au champ auditif subconversationnel (NLCN - NLCC) au-delà de 70 dB SPL (Figure 1).

Facteur de compression bas =

$$\frac{\text{Dynamique conversationnelle normo-entendant}}{\text{Dynamique conversationnelle résiduelle entendant}}$$

Facteur de compression haut =

$$\frac{\text{Dynamique subconversationnelle normo-entendant}}{\text{Dynamique subconversationnelle résiduelle entendant}}$$

Les valeurs des facteurs de compression à mettre en place pour chaque fréquence dans notre exemple seront ainsi les suivantes (Figure 6). Les nouvelles technologies offrent désormais la possibilité de régler plusieurs facteurs de compression dans tous les canaux accessibles à l'audio-prothésiste. C'est en partie pour ce motif que j'ai choisi ce sujet pratique qui donne tout son sens à la méthode C.T.M. qui est une des rares à en prescrire les valeurs.

Fréquence (Hz)	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Dynamique conversationnelle normo-	58	63	64	65	64	63	62	64
Dynamique conversationnelle sourd	50	40	35	30	25	25	25	25
Facteur de compression bas	1.16	1.57	1.83	2.17	2.56	2.52	2.48	2.56
Dynamique subconversationnelle normo	49	48	48	48	47	45	44	43
Dynamique subconversationnelle sourd	40	40	35	35	25	25	25	20
Facteur de compression haut	1.22	1.2	1.37	1.37	1.88	1.8	1.76	2.15

Figure 6 : Calcul des facteurs de compression bas et haut à mettre en place.

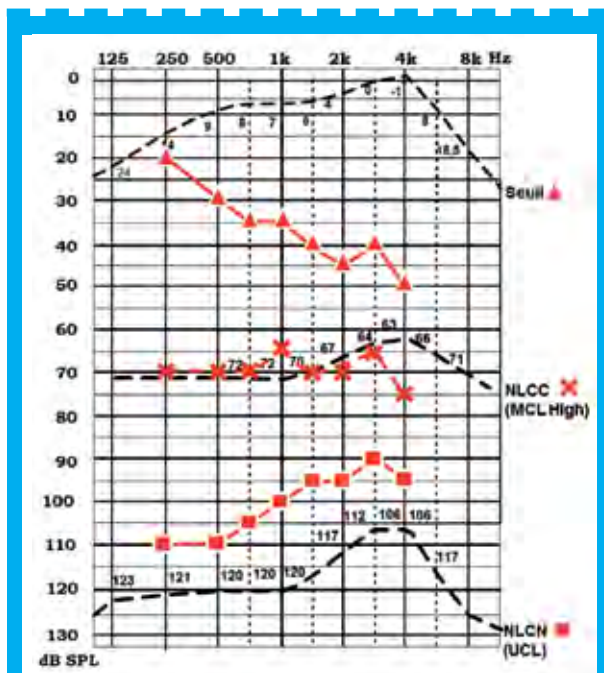


Figure 5 : Champ auditif C.T.M. réalisé en champ libre avec appareil auditif pré-réglé avec amplification linéaire.

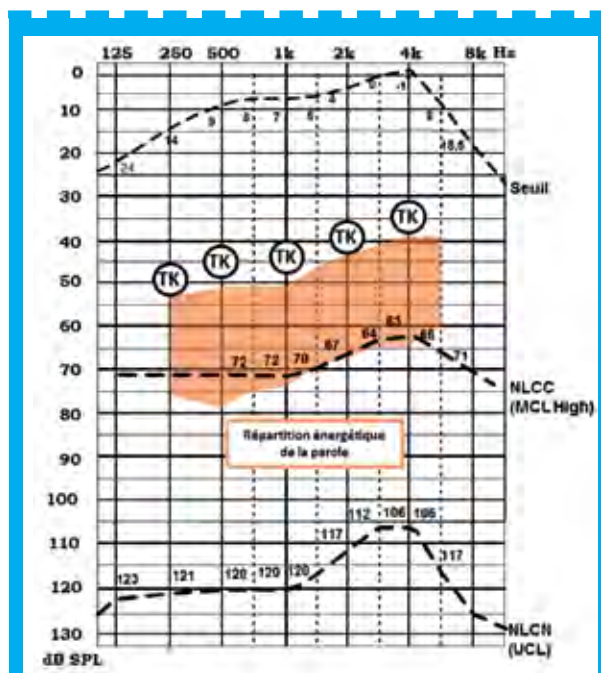


Figure 7 : Répartition énergétique de la parole dans le champ auditif C.T.M. et seuils d'enclenchement de la compression.



Les seuils d'enclenchement de la compression

François Le Her propose de fixer les seuils d'enclenchement bas (TKbas) de la compression à de faibles intensités d'entrée pour prendre en compte la plus grande partie possible de la dynamique conversationnelle. La mise en place de la répartition énergétique de la parole issue des travaux de Dunn et White¹² dans le champ auditif C.T.M. permet de mieux comprendre ce choix (Figure 7).

Les valeurs maximales de cette répartition énergétiques sont en très bonne corrélation avec le niveau de référence du N.L.C.C. à la base de la méthode et confirment le caractère conversationnel de la partie basse du champ auditif. C'est justement cette répartition de la parole dans le champ dynamique que l'auteur propose de conserver en plaçant les seuils d'enclenchement bas répartis de façon homogène en fréquence au regard de cette distribution. Les TK seront ainsi à programmer dans l'aide auditive avec des valeurs autour de 50 dB SPL pour les fréquences graves vers 40 dB pour les fréquences les plus aiguës. L'ensemble de la dynamique d'un signal de parole sera ainsi comprimé de façon homogène.

Les paramètres temporels de la compression

Au regard de la faible intensité des seuils d'enclenchement de la compression décrits précédemment, l'auteur préconise des temps d'attaque court et de retour longs. Le choix de ces paramètres permet

de s'affranchir de changements de régime des compressions, phénomènes bien connus de pompage. La compression reste en permanence en action, le niveau de bruit de fond ambiant étant très souvent supérieur à 40 dB SPL.

Les multi-facteurs de compression

La méthode C.T.M. donne des prescriptions quant aux réglages de deux facteurs de compression dans un même canal fréquentiel. En restant sur les mêmes bases de réflexion, le premier facteur de compression bas étant situé en dessous de la répartition énergétique de la parole, le second facteur de compression haut se doit d'être retrouvé lui au-dessus de cette même répartition énergétique. La dynamique de la parole, de l'ordre de 30 dB pour l'ensemble des fréquences, devant être respectée dans son intégrité, il apparaît en effet peu opportun de placer ces seuils d'enclenchement au beau milieu de la zone de parole ce qui aurait pour conséquence d'en dégrader l'intégrité dynamique. Les seuils d'enclenchements fixés, il ne reste alors qu'à mettre en place les facteurs de compression hauts et bas prescrits précédemment par les rapports de dynamiques (Figure 8).

Le gain

Le gain idéal de base est défini par la méthode comme étant le gain nécessaire à la normalisation du niveau de confort, soit la différence pour chaque fréquence entre le N.L.C.C. du patient et le N.L.C.C.

du sujet normo-entendant. Les valeurs de gain cible ainsi obtenues correspondent aux gains à appliquer pour un niveau de signal d'entrée de 70 dB SPL qui correspond environ à la moyenne des valeurs du N.L.C.C. de référence.

Dans notre exemple, le gain idéal de base pour 70 dB SPL de niveau d'entrée correspond au gain présent lors de la mesure dans la prothèse auditive auquel il convient de rajouter les corrections nécessaires à la normalisation du N.L.C.C. (Figure 9).

La détermination d'une valeur de gain pour au moins un niveau d'entrée du signal et la connaissance des différents paramètres de la compression permet de déduire mathématiquement l'ensemble des valeurs d'amplification pour chaque fréquence (Figure 10).

Récapitulatif

- L'embout de la prothèse s'il y en a est mise en place pour vérifier sa bonne tolérance
- La prothèse est pré-réglée en utilisant une méthode au choix (N.A.L., D.S.L., etc.) afin de mettre en place un gain cohérent au regard de la perte auditive du patient
- Pour plus de simplicité, l'amplification linéaire est choisie. Elle permettra d'obtenir les facteurs de compression définitifs et non une modification de facteur plus compliquée à apprécier précisément
- Les traitements de signaux disponibles dans la prothèse comme la direction-



Figure 8 : Réglages des paramètres de compression (Connex 7.0)

Fréquences	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
N.L.C.C. référence dB SPL	72	72	72	72	70	67	64	63
N.L.C.C. patient dB SPL	72	72	72	65	70	70	65	75
Correction gain pour 70 dB SPL in	0	0	0	-7	0	+3	+1	+12

Figure 9 : Corrections de gain à apporter à 70 dB SPL de niveau d'entrée par rapport au gain présent lors de la mesure.

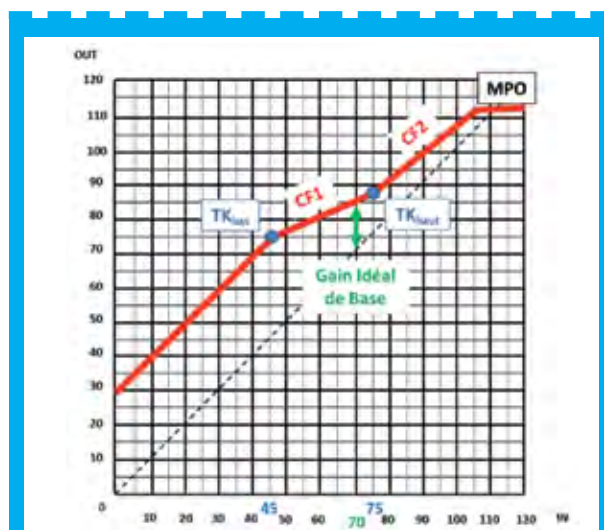


Figure 10 : Courbe entrée/sortie pour la fréquence 2000 Hz avec un gain idéal de base de 15 dB.



nalité adaptative, les réducteurs de bruits... sont désactivés pour ne pas influencer sur les résultats des mesures

- Une mesure de seuil, de niveau de confort et d'inconfort est effectuée en champ libre avec la prothèse du patient en place pour tenir compte de sa jonction endo-auriculaire.
- Si cette mesure est effectuée en dB HL le tableau de conversion vu précédemment permet de replacer les valeurs des différents seuils en dB SPL sur le graphique de référence.
- Le gain de la prothèse pour 70 dB de niveau d'entrée est mesuré dans une chaîne de mesure
- Le rapport des différentes dynamiques va prescrire les valeurs des facteurs de compression à mettre en place pour les différentes fréquences
- Les seuils d'enclenchement sont bas, d'environ 50 dB SPL dans les basses fréquences avec une atténuation progressive jusqu'à 40 dB SPL pour les fréquences les plus aigües
- Une fois tous les paramètres de compression mis en place, le gain général est modifié pour chaque fréquence afin d'obtenir les valeurs initialement présentes corrigées des écarts nécessaires à la normalisation du NLCC (**Figure 11**).

Lorsque l'appareil auditif ne permet pas d'accès direct aux paramètres de compression, les modifications de gains pour les différents niveaux d'entrée devront tendre de la même manière vers une normalisation du niveau de confort, une optimisation des seuils et un strict respect de l'inconfort.

Limites

La méthode C.T.M. comme toute méthode s'appliquant au vivant présente quelques limites. Elle est premièrement intimement liée à la mesure du niveau de confort maximum, qui reste une mesure subjective dépendante de la participation du patient et de l'expérience de l'opérateur. Elle ne propose également pas de prescriptions particulières quant à l'utilisation des traitements numériques des signaux qui sont de plus en plus présents et efficaces mais qui sont aussi potentiellement sources d'échec d'appareillage si leur fonctionnement n'est pas précisément apprécié.

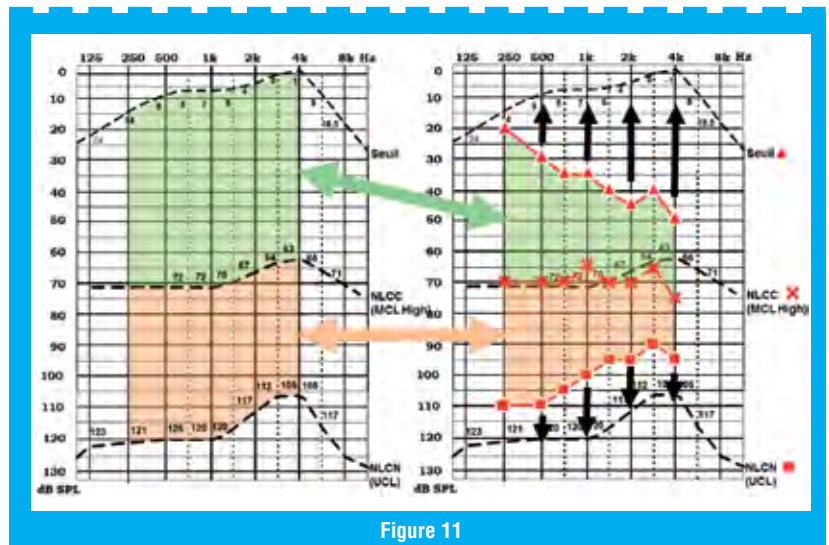


Figure 11

Elle est ainsi une base de travail fiable auquel doit néanmoins se greffer tout le vécu du patient, son histoire auditive, son mode de vie, ses attentes, etc.

Conclusion

La méthode C.T.M. est une méthodologie extrêmement simple qui requiert un minimum d'entraînement quant au relevé du niveau d'audition confortable qui n'est pas toujours une notion fréquemment utilisée. Elle est idéale pour les jeunes audioprothésistes qui n'ont pas encore l'expérience suffisante pour analyser et synthétiser les souhaits et les remarques des patients pour leur réglage prothétique. En proposant un cadre précis, avec une notion de confort essentielle, la méthode permet dans une très grande majorité de cas d'obtenir une correction auditive satisfaisante pour le patient, dès le premier réglage. L'inconfort n'étant jamais atteint, le confort et la dynamique étant respectés, il ne reste alors au patient qu'à observer une rééducation inévitable vis-à-vis des sons de faible amplitude dont il n'avait jusqu'alors plus conscience, mais qui avec des explications claires et appropriées rentreront rapidement dans l'ordre. De plus, en s'appuyant sur des mesures normées, la méthode permet un contrôle psychologique du patient plus facile, essentiel au succès de l'appareillage.

Bibliographie

1. Watson LA, Knudsen VO. Selective amplification in hearing aids. *J Acoust Soc Am.* 1940 ; 11 : 406-419
2. Le Her F (1984). La méthode CTM (Comfortable Transfert Matrix) ou méthode de la matrice de transfert. Cahiers du CENECA édition GIPA Pontchartrin France 3, 1-9
3. AFNOR (1965). Norme AFNOR S 30-003, Lignes isosoniques normales pour sons purs écoutés en champ libre et seuil d'audition binauriculaire en champ libre
4. Wallenfels H.G. Hearing aids on prescription. Charles C Thomas, Springfield, IL. 1967
5. Renard X. (1979). Contribution à l'étude de l'appareillage auditif par la méthode du pré-réglage de Boersma. *Audition et Parole*, Vol 1, n°1.
6. Voltz C. (1984). Reproductibilité des niveaux d'audition les plus confortables et d'inconfort. Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothèse de Nancy.
7. Victoreen LLD. (1960). Hearing Enhancement. Thomas Edit. Springfield, Illinois.
8. Rainville M.J., Ridet P.H., Couespel J. (1981). Vers la correction auditive sur mesure : la méthode ortho-téléphonique. *Revue de laryngologie*, Vol. 102, n°3-4, 109-123.
9. Le Her F. (1988). Une méthode supraliminaire d'approche prothétique, la méthode CTM. *Cahiers de l'audition* 82 (2), 25-37.
10. Causse R., Chavasse P. (1941) Différence entre le seuil de l'audition binauriculaire et le seuil monoauriculaire en fonction de la fréquence. *C.R. Soc. Biol. Paris* 135, 1272-1275
11. Causse R., Chavasse P. (1942) Recherches sur le seuil de l'audition binauriculaire comparée au seuil monoauriculaire en fonction de la fréquence. *C.R. Soc. Biol. Paris* 136, 301
12. Dunn H.K., White S.D. (1940) Statistical measurement on conversational speech. *J Acoust. Soc. Am.* , 11, 277-288

CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

Une profession, un savoir-faire, des compétences.

11, 12 ET 13 AVRIL 2013

CNIT - Paris La Défense



Exposition, ateliers pratiques,
conférences traduites en anglais,
événements.

www.unsaf.org

unsaf 
Congrès des Audioprothésistes Français



Interview

Jean-Luc PUEL

Arnaud COEZ

Audioprothésiste D.E.
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse
acoez@noos.fr



■ Cher Jean-Luc, vous avez soutenu votre thèse en 1986 sur la sélectivité fréquentielle après administration de drogues ototoxiques chez le rat. En 2012, votre passion pour la neuro-pharmacologie de l'oreille interne semble toujours intacte. Quelles ont été en 30 ans les grandes évolutions dans la compréhension de la physiologie et la pathologie de l'audition ?

Ces 30 dernières années ont vu des avancées gigantesques dans la compréhension de la physiologie et de la pathologie cochléaire. Ces progrès sont en grande partie dus à l'explosion des techniques de biologie moléculaire et de génétique appliquées à l'oreille interne et à la mise en évidence de nouveaux gènes. Deux approches radicalement différentes et complémentaires ont été utilisées. La première part de la cochlée et de ses différentes structures pour identifier de nouveaux gènes. Par exemple, en comparant l'ADN des 2 types de cellules sensorielles, les cellules ciliées internes (les véritables cellules sensorielles) et les externes (dont la fonction est d'amplifier la vibration sonore). Peter Dallos découvre la prestine : le moteur moléculaire de la contraction des cellules ciliées externes. La seconde approche part de la pathologie pour identifier des gènes défectueux chez des patients présentant des surdités : c'est la démarche classique du généticien. En 1997, seuls deux gènes responsables de surdités isolées étaient connus (myosine VIIa et connexine 26). Depuis, plus d'une centaine de gènes ont été localisés

Bio express

En 1983, Jean-Luc Puel débute sa carrière de chercheur dans le laboratoire de « Neurobiologie de l'audition » (Inserm unité U254) dirigée par le Professeur Rémy Pujol. En 1986, il soutient sa thèse de doctorat sur « la sélectivité en fréquence durant le développement et après traitements ototoxiques », et rejoint le laboratoire du Professeur Richard Bobbin à la Nouvelle-Orléans (Département d'otorhinolaryngologie de l'Université de Louisiane) comme chercheur associé. Durant ce séjour post-doctoral, il développe des programmes de recherche portant sur la pharmacologie de la cochlée. En 1989, il revient en France, où il est recruté au Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS) pour développer des thérapies pharmacologiques de l'oreille interne. En 1998, il devient Directeur de Recherche au CNRS. Deux ans plus tard, il est nommé Professeur de Neurosciences à l'Université de Montpellier et dirige le « Centre de Recherche Et de Formation en Audioprothèse » (CREFA). Depuis 2011, il dirige l'Institut des Neurosciences de Montpellier (INM) au sein duquel il anime une équipe dédiée au développement de thérapies de l'oreille interne.

sur les chromosomes humains, auxquels s'ajoutent plus de 300 gènes dont les mutations conduisent à des formes de surdités syndromiques (associées à d'autres pathologies). Une quarantaine de ces gènes sont clairement identifiés.

■ Quels sont les grands axes de recherche actuelle sur l'oreille interne ?

La découverte et la compréhension du rôle de ces gènes permettent de mieux cerner les interactions protéiques permettant la croissance et le maintien de la touffe ciliaire, les mécanismes de libération du neurotransmetteur (le glutamate) par des cellules sensorielles et le fonctionnement de la strie vasculaire responsable de l'homéostasie ionique dans la cochlée. La connaissance approfondie du développement embryonnaire de la cochlée laisse entrevoir la possibilité de générer de nouvelles cellules ciliées en exprimant des gènes du développement dans les cellules de soutien. De nouvelles cellules ciliées peuvent être obtenues après injection dans le canal cochléaire de cobaye d'un vecteur adénoviral porteur de Math1, un gène exprimé pendant le déve-

loppement. Autre progrès, celui des cellules souches avec la démonstration que des progéniteurs neuronaux issus de cellules souches embryonnaires peuvent se différencier en neurones auditifs in vivo et restaurer la fonction auditive dans un modèle de neuropathie chez des animaux adultes. Enfin, l'identification des cascades moléculaires impliquées dans les processus de dégénérescence des cellules sensorielles et la connaissance approfondie des mécanismes de plasticité synaptique après agressions sonores ou vieillissement de la cochlée ouvrent des perspectives thérapeutiques prometteuses pour le traitement pharmacologique des surdités et des acouphènes.

■ De l'ensemble de ces connaissances, quelles applications et quels transferts technologiques sont envisageables ?

Si l'on s'en tient à la pharmacologie, la compréhension des mécanismes moléculaires responsables de la dégénérescence des cellules sensorielles et du fonctionnement des fibres du nerf auditif nous a permis de définir de nouvelles cibles thérapeutiques pour le traitement des



surdités mais aussi des acouphènes d'origine cochléaire. En 2003, nous avons montré que les acouphènes périphériques relèvent d'un dérèglement de l'activité des fibres du nerf auditif et que le blocage des récepteurs de type NMDA stoppent les acouphènes d'origine traumatique. Mais nul n'est prophète en son pays : les essais cliniques ont eu lieu en Allemagne, en Belgique, au Pays-Bas, et toujours rien en France. J'espère que 2013 verra les premiers essais cliniques Français. De la même manière, les bloqueurs de l'apoptose (mort programmée des cellules) ont fait preuve d'une grande efficacité dans la prévention de la dégénérescence des cellules ciliées après traumatisme sonore (ici encore, les premiers essais cliniques ont vu le jour à Berlin). D'un point de vue expérimental, nous continuons nos travaux sur les modèles de vieillissement pour savoir si les molécules efficaces pour les surdités et les acouphènes aigus sont toutes aussi efficaces pour le traitement des acouphènes anciens et surdités progressives comme la presbycusie.

Le point fort de ces études expérimentales réside bien sûr dans ses débouchés cliniques. Jusqu'à ce jour, l'obstacle majeur à la mise en œuvre d'essais cliniques résidait dans les effets secondaires des substances délivrées par voie générale. Par exemple, les substances développées pour bloquer les acouphènes pourraient avoir une incidence sur les processus d'apprentissage et la mémoire, et les molécules anti-apoptotiques pourraient entraîner la survenue de tumeurs. Ce faisant, nous avons développé une pharmacologie locale. Appliquées par voie transtympanique, les traitements sont très efficaces, et permettent de s'affranchir des effets secondaires indésirables. Fort de ce constat, nous développons une pompe toute implantable. Logée dans le rocher, elles seront capables de délivrer à la demande (via une

télécommande) des médicaments directement sur la fenêtre ronde pour apaiser les acouphènes ou ralentir la presbycusie. Ce projet appelé SAMI (Santé, Audition, Micro-systèmes Implantés) est piloté par l'ITMO « Technologies de la Santé » de l'Inserm, et implique plusieurs organismes académiques (CEA-Léti, Institut Européen des Membranes) et privés (Sanofi, cochlear), ce qui témoigne d'une prise de conscience du caractère invalidant des problèmes auditifs dans nos sociétés.

■ Est-ce que ces nouveaux traitements signent la fin de l'appareillage auditif ?

Certainement pas, je dirais même que c'est tout le contraire. Des pompes pourront être couplées avec des implants cochléaires pour maintenir un maximum de neurones en vie, gage des bonnes performances de l'implant cochléaire. Outre le fait de protéger les neurones, ce type d'approche permettra d'élargir les indications de l'implant cochléaire aux patients présentant des surdités profonde en préservant les cellules sensorielles encore fonctionnelles. Que dire des acouphènes, si l'on pouvait les faire disparaître en actionnant une minipompe implantée pour qu'elle délivre des médicaments dans l'oreille interne via une télécommande externe ou en appuyant sur un bouton placé sous la peau derrière l'oreille. De la même façon que l'implant cochléaire n'a pas remplacé l'aide auditive conventionnelle, la pharmacologie ne remplacera l'appareillage auditif, mais le complètera. Imaginez que l'on puisse demain stopper ou ralentir la presbycusie. Ne pensez-vous pas que cela permettrait de proposer au patient une adaptation prothétique plus efficace et surtout beaucoup plus stable dans le temps ? Et si en plus on pouvait stopper les acouphènes, ne pensez-vous pas que l'appareillage s'en trouverait simplifiée et plus efficace ?

■ Vous êtes par ailleurs le directeur de la formation des audioprothésistes à la faculté de Pharmacie de Montpellier, formation qui existe depuis 1967. Nous voyons que les connaissances évoluent très vite. Comment sont organisées les études en audioprothèse à Montpellier ? Quels sont les objectifs poursuivis ? Quels sont les atouts de l'école de Montpellier ?

En 1967, Christian GELIS crée la première Ecole d'Audioprothèse Française à Montpellier. A cette époque-là, les aides auditives sont analogiques, et le traitement du signal sommaire. Depuis la révolution numérique et ses millions de calculs à la seconde, les aides auditives réalisent des opérations en temps réel très élaborées allant de la reconnaissance de la parole dans le bruit au traitement spatial du son en passant par la gestion adaptative du larsen. Depuis sa création, l'Ecole de Montpellier a fait le pari d'une formation professionnelle encrée dans le métier et en avance sur son temps pour anticiper l'avenir. Outre le maintien de savoirs comme la fabrication d'embouts (Patrick Azéma), la formation s'est dotée d'enseignant-chercheurs de haut-niveau spécialisés en acoustique (Dr. Achour Aknine), en électronique appliquée (Dr. Jean-Charles Ceccato), et en traitement du signal et modélisation computationnelle (Dr. Jérôme Bourien). Nous avons aussi à cœur de faire intervenir des Audioprothésistes et Enseignant-Chercheurs spécialisés dans l'analyse et la perception de la parole (analyse spectro-temporelle, indices acoustiques). Enfin, nos étudiants suivent des cours d'Anglais interactifs en laboratoire de langue.

Cette formation théorique et technique est étroitement adossée à l'unité de recherche Inserm sur les déficits sensoriels que je dirige (U1051). Autre marque de marque de fabrique de Montpellier : travailler en étroite collaboration avec le ser-



vice ORL du CHU (Pr. Alain Uziel et Michel Mondain) et le département d'implantation cochléaire de l'Institut Saint Pierre de Palavas (Dr. Françoise Artières). En 2008, nous avons créé la plateforme Inserm d'audiologie clinique au sien de l'hôpital (I-Paudiom, Dr. Frédéric Venail) permettant à nos étudiants de s'ouvrir à la pathologie et à la recherche clinique. Outre les stages chez les audioprothésistes, nos étudiants bénéficient de l'expérience des fabricants qui viennent les former aux mesures et aux réglages sur différentes chaînes de mesures.

Cette approche multidisciplinaire permet de donner à nos étudiants une vision synthétique de la pathologie, et de les sensibiliser à la nécessité de se doter de nouveaux outils diagnostics, afin de développer de nouvelles stratégies de codage de l'information auditive dans les aides auditives du futur. Il est clair que dans les années à venir, on n'appareillera pas de la même façon une presbycusie, une neuropathie, un ménière ou une otospongiose. Amplification et compression étaient les deux mamelles de l'audioprothèse. Il faut maintenant préparer nos étudiants à une adaptation prothétique personnalisée et en adéquation avec la pathologie du patient.

■ Les réformes se succèdent à un rythme soutenu. La loi dite HPST (hospitalisation, patients, santé, territoriales) permet une régionalisation de l'offre de formation. Chaque région française pourrait créer une école d'audioprothèse. Cela vous semble-t-il souhaitable ? Pensez-vous que les écoles actuelles ne permettent pas de former suffisamment d'audioprothésistes pour répondre à la demande de soin en audioprothèse ?

Le débat sur le nombre de diplômés est récurrent. Il est important de noter que le nombre des audioprothésistes Français et de Métropole ne cesse d'augmenter (2 229 audioprothésistes en 2009 et 2 359 en 2010). C'est la plus grosse progression parmi les professions de santé (6% depuis 2000) ! Comme les autres professions de santé, l'audioprothèse souffre d'un problème de répartition géographique : plus d'audioprothésistes à la ville qu'à la campagne. Ce déséquilibre entraîne fatalement une disparité territoriale énorme. Dans le peloton de tête des régions surdotés : l'Île-de-France avec 137 audioprothésistes, Rhône Alpes (291) et la Provence Côte d'Azur (250). Le

languedoc-Roussillon n'est pas en reste avec 136 audioprothésistes. Témoin de la mauvaise répartition territoriale, la densité quasi nulle de la Lozère s'oppose aux 6 audioprothésistes pour 10 000 habitants dans les Pyrénées-Orientales. Cependant le syndicat des Audioprothésistes Français fait très justement remarquer : «Qu'en France, il n'y a pas de files d'attente pour se faire appareiller»

Les 5 écoles d'audioprothèses actuelles (Fougères, Lyon, Montpellier, Nancy et Paris) forment environ 120 audioprothésistes par an. Le syndicat national des entreprises de l'Audition estime qu'il en faudrait une cinquantaine de plus. Soit 10 étudiants de plus par an et par école. Je ne nie pas qu'il faille former plus d'élèves, mais cette augmentation ne doit pas s'opérer au détriment de la qualité. Si nous dispensons uniquement des cours théoriques, accueillir 10 élèves de plus ne poserait aucun problème. Dans une formation professionnelle, plus d'étudiants veut dire plus de travaux pratiques pour apprendre l'audiométrie, le façonnage d'embout, la métrologie et le réglage de la prothèse : donc plus d'équipements (chambres sourdes, audiomètres, chaînes de mesures, établis de façonnage) plus d'enseignants, des locaux supplémentaires et des terrains de stages plus nombreux. Vu les chiffres que j'ai cités précédemment, créer une école d'audioprothèse dans chaque région serait une folie qui verrait à terme la disqualification d'un métier de santé vers une activité purement commerciale. Je crois que l'exemple des centres d'optiques est assez criant pour ne pas reproduire les mêmes erreurs !

■ Les études en audioprothèses sont sanctionnées par un diplôme d'Etat en audioprothèse. De combien de crédits ECTS dispose un étudiant en audioprothèse à la fin de ses 3 années d'études ?

Le Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste dispensés en 3 ans permet d'acquérir les connaissances nécessaires à l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Cette profession en plein développement (taux de croissance de l'ordre de 7% par an) répond à un besoin de santé publique évident. Cependant, ce diplôme n'entre pas dans le cursus LMD (Licence/Master/Maitrise), et ne permet donc pas de valider les crédits d'enseignement acquis au cours de la formation dans d'autres universités Européennes. Pour rentrer dans ce LMD, il nous faut absolument créer une licence

professionnelle. Pour ce faire, nous devons augmenter le nombre d'heures en 3ème année. Au niveau Européen, le DE d'audioprothèse Français est classé Bac +2 (et non Bac +3). Il faut absolument donner à notre formation une meilleure visibilité, et augmenter le nombre d'heures d'enseignement en 3^{ème} année pour qu'il devienne un diplôme universitaire du niveau Licence, c'est-à-dire Bac +3

■ Par ailleurs, la réforme de l'enseignement supérieur et du LMD a également permis en 2006 le développement d'une formation de niveau Master en audiologie ouverte aux audioprothésistes. Qu'est-ce qui a motivé la création d'un master en audioprothèse ? Qu'est-ce que le master apporte par rapport au diplôme d'état en audioprothèse ?

En 2006, nous avons créé le Master d'Audiologie et Troubles du langage pour offrir une formation approfondie dans les domaines de l'adaptation prothétique de l'enfant, des prothèses implantables, de l'exploration fonctionnelle de l'audition et du langage. Cette spécialisation répond à un besoin reconnu par tous les acteurs, médecins, audioprothésistes, et orthophonistes, en quête d'une formation solide dans le domaine de la réhabilitation de l'enfant sourd et des prothèses implantées. Une telle formation demande des connaissances qui ne peuvent être acquises en seulement 3 ans. Le développement des prothèses implantables, et la spécificité des populations auxquelles elles s'adressent nécessitaient donc la création d'une formation universitaire complémentaire professionnalisante d'un niveau Master (Bac+5), pouvant déboucher sur des études doctorales. Pour ce faire, le Ministère de l'Enseignement Supérieur a accepté que les diplômés en Audioprothèse puissent bénéficier d'une équivalence « Licence Professionnelle » pour intégrer le Master, reconnaissant ainsi la qualité de la formation d'Audioprothésiste pour développer un cursus d'Audiologie. Ceci dit, je plaide pour une vraie Licence Professionnelle en Audioprothèse, qui assurerait une lisibilité Européenne au diplôme, et un vrai débouché sur le 3ème cycle.

Si le Master est ouvert aux médecins, audioprothésistes et orthophonistes, qu'on ne se méprenne pas, chacun reste à sa place : le médecin dans le diagnostic, le traitement et la prescription, l'audioprothésiste dans l'exploration du déficit auditif, la réhabilitation et le réglage des aides auditives classiques ou implantées, et l'orthophoniste dans l'exploration des



troubles du langage et la rééducation. Si les médecins peuvent valider un certain nombre d'unités d'enseignement (UE) durant leur parcours de médecine et accéder directement en M2, les audioprothésistes et les orthophonistes devront valider un M1 et un M2. La grande avancée de ce Master est d'ouvrir la profession sur un 3^{ème} cycle et des études doctorales.

Je dois dire que la profession toute entière, notamment le collège d'audioprothèse, m'a fortement soutenu dans la création de ce diplôme. Autre soutien important, celui des fabricants d'aides auditives et d'implants cochléaires qui voient dans ce diplôme Bac+5, l'arrivée de personnels formés pour encadrer des études cliniques dans le cadre d'une démarche qualité, obligatoire pour les implants et qui ne devrait pas tarder à le devenir pour les aides auditives conventionnelles. Enfin, sur la vingtaine de Masters diplômés depuis 2008, cinq poursuivent leur cursus en thèse de doctorat. De belles carrières en perspective et un bon vivier pour le recrutement de nos futures élites en Audiologie.

■ Quel est le déroulement des études ? Quelles matières sont enseignées ? De combien de crédits ECTS l'étudiant dispose-t-il à la fin de son master ?

Le souhait du Ministère était de créer une première année de Master (M1) pour prodiguer un enseignement de haut niveau dans des matières généralistes comme la neurobiologie sensorielle ou l'acoustique physiologique. De plus, nous nous sommes engagés à assurer une remise à niveau dans des matières peu ou pas enseignées en audioprothèse comme l'Anglais ou les statistiques. Enfin, les étudiants suivent des UE optionnelles avec des étudiants de médecine, de pharmacie ou de sciences pour approfondir leurs connaissances dans des domaines aussi variés que la gestion, la psychologie de l'enfant ou de la personne âgée en passant par la génétique du développement ou la psychopharmacologie. En revanche, la deuxième année (le M2) est beaucoup plus professionnalisante et très centrée sur l'audiologie pédiatrique, l'exploration de l'audition (potentiels évoqués, otoémissions), du langage (phonétique acoustique, imagerie cérébrale), et de l'équilibre (VNG, VHIT, potentiels otolithiques), et le réglage des implants d'oreille moyennes et cochléaires. A la fin de son Master, l'étudiant disposera 60 ECTS (crédits

d'enseignement) qu'il pourra faire valoir partout en Europe.

■ Vous avez maintenant 6 ans de recul sur l'offre de cette formation. Quels est le profil des étudiants ? Que recherchent-ils ? Quels sont les débouchés ?

Le profil des étudiants et leur motivation sont très variés. Les plus âgés cherchent une validation de leurs acquis professionnels et un approfondissement de leurs connaissances, les plus jeunes sont animés par la mise en place d'un vrai projet professionnel. Tous ont en commun la passion (je vous garantis que ce n'est pas un vain mot !) de l'audiologie pédiatrique et de l'ingénierie pour la santé. Les perspectives de carrières sont multiples. Certains travaillent dans des centres d'audioprothèse spécialisés dans l'appareillage de l'enfant, d'autres dans des services hospitaliers et les centres d'audiophonologie où ils ont en charges les explorations fonctionnelles ou le réglage des prothèses d'oreille moyenne et implants cochléaires. Nos étudiants sont très prisés par l'industrie biomédicale (fabricants ou les distributeurs d'aides auditives ou de prothèse implantables) qui recherchent des Chef de Projet pour coordonner des études qualité ou des études cliniques. Il y a aussi ceux qui entreprennent des études doctorales pour intégrer des laboratoires de recherche académique ou privé : les futurs enseignant-chercheurs qui formeront nos étudiants en Audiologie. Une preuve supplémentaire de la nécessité d'une telle formation est l'afflux de plus en plus important d'étudiants étrangers, notamment des audiologistes venus de Belgique, et des médecins venus de Grèce, de Belgique, ou d'Algérie, qui viennent chercher une formation complémentaire de haut niveau dans le domaine des prothèses implantables.

■ Ne faudrait-il pas permettre à tous les audioprothésistes d'accéder à un grade Master tant les modules enseignés semblent indispensables à l'exercice actuel de l'audioprothèse : explorations fonctionnelles de l'audition et de la parole, réglage des prothèses implantables ?

Les étudiants du DE de Montpellier ont d'ores et déjà des travaux pratiques portant sur l'exploration fonctionnelle de l'audition (potentiels évoqués et otoémissions). La plupart d'entre eux assistent au moins une fois à un réglage de prothèse

implantable. A ce niveau, les enseignements relèvent plus de la sensibilisation que d'une réelle formation. C'est pour cette raison que nous avons créé le Master. Deux années d'enseignement supplémentaires pour acquérir les connaissances nécessaires et disposer d'un corps d'audiologistes réellement formés aux techniques d'explorations fonctionnelles de l'audition et de la parole, et le réglage des prothèses implantables.

Comme je le disais précédemment 150 diplômes par an suffisent à couvrir les besoins des centres d'audioprothèses de villes dont la tâche principale est l'appareillage des personnes âgées. De la même façon, je pense qu'une quinzaine, voire 20 Masters par an suffisent à répondre aux besoins de l'appareillage de l'enfant, à assurer le réglage des prothèses implantées près des centres d'implantation, et à couvrir la demande de l'industrie biomédicale (responsable de recherche et développement clinique chez les fabricants d'aides conventionnelles et implantables), des organismes d'évaluations (haute autorité de santé, département d'expertises des pratiques, etc.), et des laboratoires de recherche académiques ou privés spécialisés dans l'audition et le langage.

■ En France, le métier d'audiologiste n'existe pas. Quel est l'intérêt de créer un corps d'audiologiste en France ?

Dans les pays Anglo-Saxons, l'audiologiste possède une thèse de doctorat en Audiologie (Bac+8). C'est un professionnel de santé à part entière. Il travaille le plus souvent dans un hôpital, un centre de rééducation public privé où il assure tous les tests électrophysiologiques et psychoacoustiques nécessaires à la réalisation d'un bon diagnostic. Ils ont en charge la rééducation auditive et le réglage des prothèses implantables au sein d'une équipe pluridisciplinaire (médecins, orthophonistes, psychologues, etc.), sous la tutelle d'un médecin ORL et en partenariat avec l'audioprothésiste de ville (Hearing Aid Dispenser) qui réalise l'appareillage. Enfin, il occupe une place prépondérante dans les laboratoires de recherche académiques, où ils représentent l'élite des chercheurs dans le domaine de l'audition. Le Master d'Audiologie et Troubles du Langage est donc la voie royale pour accéder à une thèse, pour faire valoir un nouveau métier qui n'existe malheureusement pas encore en France ; celui d'audiologiste.



■ Des échanges sont-ils organisés avec des universités européennes ? Anglo-saxonnes ? Y-a-t-il une équivalence avec les masters en audiologie qui peuvent s'obtenir dans les universités anglaises et canadiennes d'Ottawa et de Montréal ? Quelle est la visibilité du diplôme de master en audiologie au niveau mondial ?

Nos étudiants réalisent des stages en France (Marseille, Toulouse, Lyon, Paris, etc.), et à l'étranger (Belgique, Québec, Australie). Vu le succès de ces stages, nous avons avec Jean-Pierre Gagne Directeur de l'École d'Audiologie et d'Orthophonie de l'Université de Montréal, déposé

une demande de programme d'échange France-Canada pour officialiser les liens de collaboration entre nos 2 Universités. Ce programme devrait permettre à nos étudiants d'aller faire des sessions de cours à Montréal et vice-versa. L'échange pourra aussi impliquer l'échange d'enseignants. En novembre 2013, je dois aussi me rendre à Melbourne en Australie pour discuter avec le Professeur Robert Shepherd (Bionic Institute) la possibilité mettre en place ce type de programme d'échange avec l'Australie.

Quant à la visibilité, le Master d'Audiologie est sans doute plus connu au niveau mondial qu'en France. C'est sans doute de ma

faute, je n'ai pas assez communiqué sur les débouchés qu'offrait cette nouvelle formation. Je vous remercie de me donner l'occasion de le faire aujourd'hui. Ceci étant, j'ai eu le plaisir de voir arriver des étudiants de la France entière très motivés et plein d'énergie. Aujourd'hui, on se les arrache et tous ont trouvé leur voie dans l'audiologie pédiatrique académique ou privé, l'industrie biomédicale (fabricant ou distributeurs), plus ceux qui réalisent des thèses de doctorants. Tous sont promis à un brillant avenir. Je peux donc dire aujourd'hui qu'il y a une vie après l'Audioprothèse, et surtout de nouveaux métiers à inventer.

Témoignages

« Issue de la première «fournée» du master, j'ai été comblé par les apports tant théoriques que pratiques. Le croisement des spécialités à qui se destine le master (audioprothésiste, orthophoniste, médecin) permet de resserrer les liens de ces professionnels de santé et, donc, de mieux appréhender la notion d'équipe pluridisciplinaire. Aujourd'hui, mon exercice professionnel a changé [...], je m'intéresse non seulement à la réception du message vocal mais aussi à sa production. Dans cette optique, je me suis orienté vers un diplôme Universitaire de Phoniatry accessible par l'équivalence qu'octroie le Master... ».

Morgan POTIER (promotion 2007), audioprothésiste spécialisé en phoniatry

« Comme de nombreux métiers concernés par le monde scientifique, la réhabilitation auditive est en permanente ébullition. En effet les progrès constants réalisés dans les domaines qui nous concernent tels que la génétique, la physiopathologie ou le traitement du signal doivent permettre d'élever le niveau de prise en charge de nos patients. C'est dans cet environnement dynamique que s'inscrit naturellement le Master d'Audiologie qui nous assure la mise en place de programmes de recherche et d'évaluation totalement dédiés à la correction auditive, mais aussi de spécialisations pour la prise en charge de cas spécifiques ».

François Dejean (promotion 2008), audioprothésiste pédiatrique, membre du CNA.

« Depuis le début de mes études en audioprothèse, je souhaitais me spécialiser dans l'appareillage de l'enfant. Grâce à ces deux années de Master, j'ai donc pu approfondir mes connaissances et surtout mon expérience dans la prise en charge de la surdité pédiatrique. Mes stages dans un laboratoire spécialisé, l'enseignement de neuropsychologie, de neurobiologie, de sensorialité me permettent maintenant au quotidien de mieux appréhender la surdité et les difficultés rencontrées dans l'appareillage. J'ai la chance de travailler depuis la fin de mon master dans un centre expert dans l'appareillage pédiatrique et de mettre en pratique les enseignements acquis au cours de ces deux années ».

Cathy-Anne Guyon (promotion 2007), Audioprothésiste pédiatrique

« En m'inscrivant au Master «Audiologie et troubles du langage» je souhaitais élargir mes connaissances et mes compétences dans les nombreux domaines abordés en service hospitalier. J'étais particulièrement intéressée par la prise en charge des patients implantés car ce domaine associait mon intérêt pour l'électrophysiologie et l'opportunité d'accompagner les malentendants dans un parcours singulier de réhabilitation auditive. Grâce à la formation apportée par le Master, j'ai eu le plaisir d'être embauchée au sein de l'équipe de réglage d'implant de Montpellier et ainsi de vivre des expériences marquantes comme l'appareillage de jeunes enfants ou la prise en charge de patients avec troubles associés. Les projets de recherche réalisés au cours de mon master m'ont permis de commencer une thèse au sein de l'Institut des Neurosciences de Montpellier. Entourée de spécialistes de la neurotransmission, je travaille actuellement sur le développement de nouvelles mesures électrophysiologiques pour les patients implantés ».

Charlène Batrel (promotion 2010), doctorante en Audiologie

« En parallèle de ma profession d'audioprothésiste, ce Master m'a offert l'opportunité, dans le cadre d'un doctorat, de participer à un projet scientifique dont le but est d'approfondir les connaissances sur la surdité et l'acouphène en utilisant des outils tels que la psychoacoustique, l'électrophysiologie ou encore l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle. A terme, cela permettrait de mieux circonscrire la prise en charge de la personne malentendante ».

Antoine LORENZI (promotion 2010), audioprothésiste et doctorant en neurosciences

« Le Master m'a permis d'approfondir mes connaissances, notamment dans le domaine des implants, et ainsi, d'intégrer l'équipe pluridisciplinaire de Montpellier en tant que régleuse d'implants cochléaires. Les échanges avec les différents professionnels de l'audition (Médecin ORL, orthophonistes, etc.) constituent un enrichissement qui me permet également, dans mon métier d'audioprothésiste que j'exerce en parallèle, d'appréhender la prise en charge de la personne malentendante de manière plus globale ».

Marie-Aude VESSIGAUD (promotion 2010), audioprothésiste et régleuse d'implants cochléaires

Phonak Quest



Relever les plus grands défis des paysages sonores de la vie, grâce à la Technologie Binaurale VoiceStream®

En introduisant la plateforme Phonak Quest, nous maximisons les capacités de notre technologie microélectronique d'avant-garde et permettons aux patients d'entendre et de comprendre même dans les situations d'écoute les plus difficiles.

Introduction de Speech in Wind et auto StereoZoom : deux nouvelles fonctions, deux autres environnements sonores difficiles conquis.



Contactez Phonak dès aujourd'hui ou connectez-vous :
www.phonakpro.fr

PHONAK
life is on



Notes de lecture

Dernières parutions scientifiques

François DEGOVE

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

francois.degove@
wanadoo.fr



ACTUALITÉ - LE DÉBAT

GALLIMARD

Les débats sur l'évolution de la santé sont toujours des débats difficiles. Ils heurtent souvent des sensibilités personnelles, suscitent des inquiétudes ou remettent en cause des situations de pouvoir, bref, ils possèdent tous les ingrédients pour que les gens essaient de les enterrer. Mais au bout du compte il y a tout de même, de temps à autre, une avancée qui se fait. La revue «Le DEBAT» a réalisé un dossier sur la santé qui présente un certain intérêt parce qu'il soulève des questions tout à fait pertinentes. Au-delà de la délégation de tâches qui présente un intérêt pour l'ensemble de la filière et en particulier pour les économies susceptibles d'être réalisées. Dans un texte du Pr G. Vallancien qui s'intitule : « Le médecin du XXIe siècle », celui-ci aborde des thèmes intéressants. Dans le chapitre « l'industrie du soin et la décision médicale », il souligne le fait que le médecin a un droit de transgression par rapport aux normes et aux guides de bonnes pratiques édictées par les sociétés savantes. L'argument étant limité aux cas de souffrances de sorte que le médecin reste prescripteur de soins adaptés à l'être de la personne face à lui plutôt qu'aux seuls organes défaillants. Etre présent à l'autre hors des écarts types des résultats statistiques des études publiées à foison chaque année, telle est la vraie valeur ajoutée médicale, etc. L'auteur souligne que l'idée « d'abattre les piliers de la médecine scientifique » est évidemment hors de son propos. A propos de la formation médicale, l'auteur s'insurge contre le fait que les futurs praticiens ne soient pas bien formés à l'interrogatoire du patient. Cela conduit à une débauche d'examens complémentaires inutiles (de l'ordre de 50%). Il fustige « le monde devenu fou sous l'emprise de la précaution ». Une remarque : « apprendre à nos étudiants non pas à savoir la médecine mais à être médecin ». Sur cette partie nous pouvons être d'accord avec l'auteur à partir du moment où il souligne que le rôle du médecin n'est pas d'entrer dans la peau du technicien. Il doit savoir déléguer des

activités qui l'intéressent peu et qui devraient être dévolues au personnel médical compétent. On en vient à une remarque sur la nécessité de créer de nouveaux métiers ou au moins de consolider certains des métiers existant déjà. Cette réalité était déjà soulignée il y a quelques mois dans une interview du Pr Azoulay de l'Hôpital R. Poincaré de Garches, par le Pr Olivier Lyon-Caen, lesquels soulignaient que le manque d'expertise dû à l'absence d'une formation de type LMD, interdisait aux médecins de trouver chez les paramédicaux des compétences indispensables pour prendre en charge certains patients. L'auteur récuse l'idée d'une quelconque défaillance en ce qui concerne les résultats diagnostiques et les taux de complication engendrés par la délégation. Autre aspect souligné par l'auteur : « le système du tiers payant intégral (qui) dilue le rapport entre les aspects médicaux et économiques des actes médicaux ». « On peut donc en demander toujours plus puisque la « demande est solvabilisée par la collectivité ». Dernier thème abordé : la médecin et la justice. L'auteur souligne que si le nombre de recours à la justice n'augmente pas beaucoup, par contre le niveau financier des sanctions lui ne cesse de monter. Mais G. Vallancien souligne aussi que : « l'odieux réside dans le silence des professionnels et dans leur fuite devant les explications ». La transparence de l'information doit s'apprendre dès le début des études. Les professions de santé et pas seulement les médecins doivent apprendre aussi à sanctionner clairement visiblement et efficacement les déviants. Il ne faut pas toujours instaurer de grandes complications pour éviter les erreurs. Check lists et protocoles bien maîtrisés suffisent la plupart du temps à éviter les dérapages.

Dans leur exposé, A. Grimaldi et O. Lyon-Caen soulignent que les gestes techniques complexes spécialisés peuvent relever de l'application de procédures peu variables d'un sujet à l'autre. C'est le cas d'une partie de l'exploration que l'on pourrait qualifier de fonctionnelle. Par contre ce n'est pas le cas de la médecine dite de recours. A cela s'ajoute la

problématique des maladies chroniques. « Cette médecine suppose l'acquisition par les patients de véritables compétences de soins et l'adaptation de leur comportement afin d'assurer l'évolution la plus favorable ». On prend alors conscience de la complexité de la tâche médicale dans son ensemble. Le praticien et son entourage doivent être capables de prendre en compte l'ensemble de la problématique et donc changer leur mode opératoire en fonction de la phase et du degré d'intégration par le patient de ce qu'on attend de lui.

Il faut apprendre à définir des objectifs partagés et des messages communs qui prennent en compte la singularité du patient. Il ne suffit malheureusement pas de transférer des savoirs et des savoir-faire aux patients. « Il n'est pas rationnel de ne pas prendre en compte la part d'irrationnel que l'homme a en lui ». Ainsi, après avoir un peu cartographié les situations et les relations binaires du médecin et de son environnement humain, les auteurs évoquent les caractéristiques psychologiques qui façonnent l'individu et, parmi celles-ci le moi rationnel qui amène chacun à rechercher la norme qui existe jusque dans son propre exercice professionnel pour ne pas être exclu de sa communauté. C'est en quelque sorte l'expression du désir d'appartenance qui joue ici.

En médecine et plus généralement, dans le domaine de la santé, les normes s'appellent « recommandations ». Malheureusement, et nous le savons bien dans notre domaine, dans le cas de la maladie chronique, « ce moi est soumis à deux épreuves douloureuses : un travail de deuil et une modification du rapport à l'autre ». Les auteurs soulignent qu'en réalité, ce sont les contradictions entre ces contraintes et particularités humaines qui amènent à ne plus satisfaire aux exigences de la thérapeutique. Ainsi, soulignent-ils : « plus d'un patient sur deux ne suit pas le traitement qui lui est donné pour éviter la récurrence de l'infarctus du myocarde dont il a été victime,..., plus d'un quart des rejets de greffe sont dus à la non prise des médicaments immunosuppresseurs ». La non observance a de tels effets que d'après l'OMS le seul fait que les

NOTES DE LECTURE ◀



patients suivent les recommandations liées à leur traitement conduirait, en matière de mortalité, à une baisse supérieure à toute nouvelle découverte de traitement...

L'autre chapitre que consacrent O. Lyon-Caen et A. Grimaldi à la crise du système de santé est lui aussi très instructif. En effet ils insistent sur plusieurs aspects. Le premier étant celui des inégalités d'accès. Au-delà des effets culturels et sociaux que chacun connaît il faut souligner l'aspect financier. Ainsi, lorsque la franchise est trop importante cela n'a plus véritablement d'effet direct sur la seule responsabilisation mais aggrave les inégalités devant les soins.

Le deuxième point qui est souligné est que la santé ne peut pas être considérée comme un marché « normal ». Du fait des comportements qui sont liés à cette demande, les gens qui sont malades ou croient l'être, peuvent être manipulés avec une extrême facilité. Cela pose un problème que nous connaissons bien : les assureurs privés et autres mutuelles essaient d'en capter une partie importante à leur profit. Les auteurs notent avec une certaine pointe d'humour que si la sécurité sociale consacre 5% à sa communication en général, les assureurs privés en consacrent « curieusement » 3 fois plus ! Suit un débat sur l'organisation de la solidarité en France dans lequel nous n'entrerons pas mais qui nous semblent intéressant à lire. Le dernier point sur lequel les auteurs insistent c'est le libre choix du professionnel de santé et donc de veiller aux liens possibles entre financeurs et professionnels.

Nous noterons que ces liens peuvent être de 2 natures différentes. Le premier étant celui auquel on pense classiquement : la connivence financière. Il existe sans doute dans certains cas. Ce n'est la peine de le récuser. Cet aspect peut s'atténuer et devenir marginal avec un développement maîtrisé des marchés concernés. Par contre il existe un autre aspect beaucoup plus pervers, en cours de développement et qui risque d'accroître le premier biais à la concurrence, c'est l'organisation légale à terme de la captation, d'un pourcentage de l'activité de certains

professionnels par les nouveaux prescripteurs que sont les assureurs et autres mutuelles. Ils réorientent vers d'autres professionnels « sélectionnés » par leurs propres soins sur des critères qui sont rarement ceux de la compétence professionnelle.

Enfin, nous ajouterons une remarque toute aussi personnelle à propos des franchises et autre « reste à charge ». Sur ce point nous pensons qu'il faut aussi avoir un regard prudent. Un « reste à charge » élevé est une contribution des plus aisés, il contribue à faire payer les riches ; c'est à la mode ! Mais soulignons que les « riches » qui acceptent de payer sur leurs deniers des coûts de recherche et de développement permettent de faire passer beaucoup plus rapidement les nouveautés vers des coûts plus abordables donc vers des moins ou pas riches. S'il fallait attendre que la Sécurité Sociale finance ce qu'elle n'a plus les moyens de financer aujourd'hui, certaines innovations n'existeraient tout simplement pas du fait de l'impossibilité qu'auraient les laboratoires de retrouver leurs investissements en recherche développement. Il faut donc se méfier des formules toutes faites et du politiquement correcte du moment !

Dans sa présentation Didier Tabuteau s'interroge sur : « La crise de la médecine : comment en sortir ? ». Dans ce texte, le Pr Tabuteau souligne que le manque de coopération du corps médical avec les pouvoirs publics explique le refus de voir émerger de nouvelles professions. Mais, dit-il, aujourd'hui la baisse de la démographie médicale pourrait et devrait permettre l'émergence nouvelle d'une discussion et d'une distribution des rôles -sous réserve de compétences- à d'autres professionnels. « On ne raye pas d'un trait de plume plus d'un siècle d'histoire collective... ». Et, celui-ci d'ajouter : « il faudra pourtant abolir la distinction entre professions paramédicales,..., et les professions médicales au profit de professions à champs de compétences médicales plus ou moins larges ». L'auteur reconnaît que le défi pour les médecins est redoutable. Il faudra « en quelques années surmonter leur mémoire collective » pour entrer dans un part-

ariat avec les pouvoirs publics.

On comprend leur inquiétude. Elle est d'ailleurs souvent partagée par les auxiliaires de santé à qui l'on demande de prendre en charge des actes alors qu'ils n'ont pas toujours dans leur culture le sens de la formation continue et de la responsabilité qu'un tel exercice exige. C'est une question de temps sans doute et de culture. Ce n'est pas non plus sans raison que beaucoup de professionnels de santé arrivant vers l'âge de la retraite, quittent leur activité sans regret considérant qu'on leur demande toujours autre chose que ce pour quoi ils ont été formés. Si l'idée d'une plus grande implication dans l'exercice même de la médecine est une bonne occurrence pour les praticiens, on sent bien aussi et les textes que renferment ce dossier le souligne à plusieurs reprises que cette idée ne pose pas de problèmes aux jeunes acteurs des spécialités, moins nombreux, plus techniques, centrés sur des activités médicales à haute valeur ajoutée.

Sans doute que certains de leurs aînés ont connu ce type de pratique avec un clivage différent entre public responsable du très technique et privé moins engagé sur les activités de pointe. Cela est néanmoins en train de changer doucement mais réellement. L'autre raison d'une méfiance des professionnels de santé de tous horizons envers ces évolutions vient du fait que l'opposition entre les pouvoirs publics et les professions de santé est bilatérale et presque viscérale. Plus d'une réforme a été comprise comme une sanction unilatérale. Là aussi il faudra que de tous les côtés une amélioration des relations soit clairement perçue par les uns et les autres. Comme toujours le dialogue doit primer pour que l'issue soit la plus harmonieuse possible pour tous. A l'heure où on envisage de « réindustrialiser » la France – même si il y a là une espèce de prétention plus que douteuse- il serait effectivement étonnant que les pouvoirs publics ne cherchent pas à accroître la diversité des professionnalisations pour que les champs d'exercice et de travail et donc d'emploi ne s'étendent pas aussi dans le domaine de la santé.





Veille acouphènes

Le « coping » ou comment fait-on face à l'acouphène ?

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



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



Introduction

Dans notre pratique, nous rencontrons autant d'acouphènes que de personnes acouphéniques. Ce lieu commun nous permet de rappeler qu'un acouphène acquiert un caractère négatif en fonction de ses caractéristiques physiques (fréquence et intensité), lesquelles découlent généralement du type d'hypocousie, mais surtout en fonction des réponses utilisées par le patient pour y faire face. Pourquoi un acouphène identifié à 40 dB à 4000hz, masqué la plupart du temps par l'environnement sonore d'une personne active, pourra représenter une petite gêne à l'endormissement ou bien un bruit angoissant signe d'une perte de contrôle et d'une diminution des capacités de la personne ? Qu'est-ce qui différencie ces deux types de réponses, donc les personnes gênées par l'acouphène et celles qui ne le sont pas ? Une part de l'explication tient dans le traitement ou la gestion du problème dès son apparition, adoptée ou choisie par ces différents patients. C'est ce qui permettra de rencontrer, à perte auditive identique, des acouphéniques plaintifs ou non.

Définition

Le coping est un terme anglais qui provient du verbe « to cope » et qui signifie faire face. Il regroupe les

capacités et les stratégies d'ajustement développées par l'individu pour faire face à un élément stressant comme l'apparition d'un acouphène ou l'installation d'une hyperacousie. Parler du coping, c'est parler du stress et cela nécessite de distinguer deux types d'adaptation au stress qui sont étroitement liées : l'adaptation physiologique et l'adaptation psychologique via le prisme du modèle transactionnel.

Le modèle physiologique

L'adaptation physiologique au stress regroupe les manifestations corporelles déclenchées de manière automatique par le système nerveux autonome face à un élément stressant. Une expression anglo-américaine résume bien ce type de manifestation : les neurophysiologistes les appelle les réponses de type « fight or flight ». Cette réponse archaïque de notre système autonome consiste à fuir ou à combattre le danger. Ceci présuppose un signal potentiellement dangereux, une mise en état d'alerte et une réponse de l'individu. Concrètement cette réponse peut se manifester par la libération d'adrénaline, de sucre dans le sang, la mise en tension des muscles, la mobilisation d'un maximum de ressources attentionnelles sur le danger...

L'acouphène aussi...

Ainsi, l'acouphène, quand il apparaît, peut être vécu comme potentiellement menaçant. Ce signal met en alerte le système nerveux autonome via le canal auditif et la personne consomme alors de l'énergie pour y faire face. Le système orthosympathique qui est centré sur l'action prend le contrôle. Si le stress perdure la personne risque de s'épuiser car ce type d'adaptation est très gourmand en énergie.

Le système nerveux autonome est en lien avec le système limbique, centre des émotions et de la mémoire. En fonction de l'émotion suscitée par l'acouphène, les réactions du système nerveux autonome vont être plus ou moins fortes. Ainsi, un acouphène très inquiétant déclenchera de fortes réactions qui entraîneront à leur tour une pérennisation des émotions négatives. P. Jastreboff explique parfaitement ce mécanisme à travers son schéma (voir notre veille acouphène n° 1) en articulant les liens entre détection, système limbique et système nerveux autonome. Il nous permet de parler de la mise en état d'alerte déclenchée par l'acouphène, de la réponse physiologique mais également des répercussions psychologiques.



Figure 1 : modélisation de la réponse au stress inspirée de Lazarus et Folkman



Le modèle transactionnel

Ce modèle développé en psychologie par Lazarus et Folkman analyse les transactions possibles entre l'individu et son environnement à travers la mise en place de stratégies pour faire face à un élément stressant. Ils définissent le coping comme « l'ensemble des efforts cognitifs et comportementaux destinés à maîtriser, réduire, tolérer les exigences internes qui menacent ou dépassent les ressources d'un individu » (1984). De façon schématique la réponse à un élément stressant peut être modélisée comme l'interaction de trois modules (Figure 1) :

1. l'élément stressant et ses caractéristiques
2. le mode de pensée de l'individu regroupant l'évaluation de la situation et de ses capacités
3. le coping en lui-même à savoir les stratégies d'adaptation au stress

1. L'élément « stress » concerne le stress perçu par l'individu. Dans le cas de notre patient : l'acouphène peut être vécu comme une perte ou une menace (c'est-à-dire l'éventualité d'une perte de ses capacités, de sa confiance...). La comparaison entre acouphène et douleur chronique est souvent évoquée car les répercussions en terme de stress perçu sont assez proches.
2. L'élément « mode de pensée » est « L' » élément central qui, comme on le voit sur le schéma influence la perception du stress mais également et surtout le coping. En d'autres termes, il se base sur le vécu mais va aussi

influencer la réponse, les stratégies d'adaptation. Le mode de pensée regroupe les ressources personnelles d'un individu c'est-à-dire les traits de personnalité, son endurance et ses croyances ainsi que les facteurs environnementaux c'est-à-dire le soutien perçu par le patient.

Nous insistons sur la place centrale des croyances dans le mode de pensée (Tableau 1).

C'est le lieu des éventuelles idées fausses qui seront éventuellement un réservoir d'angoisses pour le futur. Le terme utilisé par nos collègues psychologues est « distorsion cognitive ». Les distorsions du patient acouphéniques sont spécifiques « l'acouphène va me rendre sourd », « c'est le signe d'un autre problème de santé » ET doivent être considérées et prises en charges par l'équipe pluridisciplinaire (Voir à ce sujet le résumé du travail et la solution apportée par Rempp & Lurquin 2012).

Lazarus et Folkman rappellent que « les facteurs personnels influencent d'autant plus la perception de la situation que celle-ci est neuve et ambiguë ». Cela signifie, en cas d'apparition d'un acouphène ou d'une hyperacousie, que la personne va essentiellement puiser dans ses croyances, solliciter son endurance et répondre avec ses traits de personnalité pour évaluer le risque encouru.

Cette évaluation se fait en deux étapes :

- L'évaluation primaire nous sert à évaluer le stress perçu c'est à dire la perception de la situation. Le plus souvent l'acouphène sera perçu comme une perte (perte du

silence, perte de mes capacités de concentration, perte de confiance en moi) ou comme une menace c'est à dire l'éventualité d'une perte (je pourrais perdre la raison, perdre mes capacités de travail, ma joie de vivre, etc.)

- L'évaluation secondaire porte non plus sur le stress mais sur le contrôle perçu c'est à dire la perception de mes capacités à faire face et à contrôler le danger. Ce contrôle perçu dépendra de l'image que j'ai de moi-même, de l'estimation de mes propres capacités et des ressources que je ressens comme à ma disposition.

Les stratégies de coping...

Il existe trois grands types de coping :

Le coping centré sur le problème est basé sur l'action, il amène la personne à rechercher des solutions. Elle va par exemple chercher à masquer son acouphène, chercher un traitement, chercher des renseignements sur internet, faire des examens médicaux...

Ce type de stratégie est centré sur l'action, il permet une plus grande autonomisation de la personne et favorise le soutien de l'entourage car celui-ci peut l'accompagner dans ses démarches. Le patient est dans une logique de type « fight »

Le coping centré sur l'émotion

Ce type de stratégie est centré sur la mise en place de résistances ou d'aménagements émotionnels face à l'acouphène. La personne peut prendre de la distance vis à vis

CROYANCES DU PATIENT ACOUPHENIQUE

• Ce que je sais à propos de l'acouphène

• Ce que je crois à ce sujet

• l'estimation de mes capacités à y faire face.

Tableau 1



de l'acouphène, réévaluer la situation, compter sur ses capacités de contrôle et de maîtrise de soi, peut culpabiliser (je n'aurais jamais dû aller à ce concert), peut également souhaiter un changement plus ou moins fantasmé (je veux que cet acouphène disparaisse), voire passer à l'auto-accusation (de toute façon je ne sais jamais faire face).

Ce type de coping est moins conscient que le premier. Il est supérieur quand l'élément est incontrôlable car un coping centré sur l'action qui ne donne pas de résultat peut être très anxiogène en cas d'échec. Des personnalités qui ont une forte tendance au contrôle risquent de s'épuiser à utiliser des stratégies de coping centrées sur l'action. Dyneen, Doyle et Bench dans leur étude de 1997 remarquent que le type de coping centré sur l'émotion est le plus fréquemment rencontré chez les personnes acouphéniques avec des manifestations de rejet, de fuite et de désir d'une autre situation. Le patient est dans une logique de type « flight ».

Le coping centré sur le soutien social vise à obtenir la sympathie et l'aide des autres que ce soit l'entourage, la société, le corps médical ou paramédical. La personne formulera des plaintes, des demandes d'aide, aura une tendance à rechercher l'empathie, délèguera les tâches difficiles, communiquera sur sa souffrance.

Il existe trois types de soutien social :

- le soutien informatif est généralement un apport de conseils ou de connaissances,
- le soutien émotionnel est centré sur l'apport de sentiments de réassurance, de protection et de réconfort, c'est un soutien d'estime qui permet de rassurer la personne sur ses compétences (vous êtes capable de faire face à l'acouphène),
- enfin, le soutien matériel peut se manifester sous forme de soutien financier ou de services rendus.

Ces différents types de soutien sont très importants et les deux premiers seront particulièrement utilisés dans le counselling. Concernant le soutien social, le soutien premier vient des proches or, il

n'est pas rare de voir de grandes différences dans le soutien que reçoivent les patients acouphéniques. Au-delà de la santé, des relations qui existent au sein d'une famille ou d'un couple, les types de stratégies de coping utilisées vont fortement influencer le niveau de soutien social.

Comme expliqué précédemment, un coping centré sur l'action permet un soutien social plus important car le proche a le sentiment de pouvoir aider à l'action. A l'inverse, le coping centré sur l'émotion peut être difficile à vivre pour l'entourage où le soignant qui ne sait pas faire face aux réactions de rejet, d'auto accusation ou de demande d'empathie qui peuvent dépasser ses propres ressources. Concernant l'acouphène le coping privilégié par le patient est généralement centré sur l'émotion ce qui provient en partie du fait qu'il est difficilement contrôlable et que, fait retors, plus on cherche à le contrôler consciemment, plus il se rappelle à nous.

E= MC²

L'Efficacité en thérapie acoustique de l'acouphène combine à la fois une bonne Maitrise des générateurs de bruit blanc mais aussi du Counselling (voir notre veille acouphène n°2) et également du Coping. Il n'est sans doute pas inutile de rappeler ici que l'audioprothésiste en bon thérapeute de l'acouphène -ou mieux l'équipe pluridisciplinaire- ne peut évacuer aucune de ces trois composantes de son activité

Mise en garde

Il est toutefois nécessaire de veiller à garder sa juste place pour ne pas voir ses ressources dépassées par une demande de soutien dépassant les compétences d'un audioprothésiste. En pratique nous nous attachons aux distorsions cognitives liées à l'acouphène (« si mon acouphène disparaissait j'aurais une audition normale »), à l'audition et l'oreille, à la neurophysiologie (« quelqu'un qui a un acouphène ne peut plus se concentrer normalement ») et aux craintes qu'elles engendrent (j'ai peur de devenir sourd si j'entends un bruit fort) afin de restaurer une vérité médicale rassurante et à sortir

de l'idée fausse. Certaines distorsions cognitives (« je n'arrive jamais à rien », « je n'ai jamais de chance ») sont évidemment totalement du ressort du psychologue intégré au sein de l'équipe pluridisciplinaire.

Conclusion

L'étude et la catégorisation des stratégies de coping ne sont donc pas si aisées et comme dans toute science humaine rien n'est fixé, plusieurs types de coping peuvent être utilisés par la même personne et varier dans le temps. Etre conscient que ces stratégies de coping sont à l'œuvre chez chaque patient acouphénique, tenter de les comprendre et accompagner l'acouphénique dans l'évolution de sa stratégie d'adaptation ou d'ajustement fait partie du rôle du thérapeute de l'acouphène.

Bibliographie

- Bruchon-Schweitzer, M. (2005). Psychologie de la santé, modèles, concepts et méthodes. Ed. Dunod
- Callahan S., Chabrol H. (2004) Mécanismes de défense et coping Ed Dunod
- Goubert, L., Craig, K.D., Vervoort, T., Morley, S., Sullivan, M.J.L., Williams, A.C. de Cano, Crombez, G. (2005). Facing others in pain: the effect of empathy. *Pain* : 118(3), 285-288
- Henry J.L. Wilson, P.H. (1995). Coping with tinnitus: Two studies of psychological and audiological characteristics of patients with high and low tinnitus-related distress. *The International Tinnitus Journal*: 1(2), 85-92
- Paulhan I. Bourgeois M. (1995) Stress et coping : Les stratégies d'ajustement à l'adversité P.U.F.
- Paulhan, I. (1992). Le concept de coping. *L'Année Psychologique* : 92, 545-557
- Rempp C., Lurquin P. (2012) Distorsions cognitives du patient acouphénique : création d'une présence à la thérapie acoustique d'habituation (TRT). *Les Cahiers de l'Audition* : 25, 28-34
- Schreurs, K.M.G and Ridder, D. (1997). Integration of coping and social support perspectives: implications for the study of adaptation to chronic diseases. *Clinical Psychology Review* : 17(1), 89-112
- Sullivan, M.J.L., Katon, W., Russo, J., Dobie, R. & Sakai, C. (1994). Coping and marital support as correlates of tinnitus disability. *General Hospital Psychiatry*: 16, 259-266

SONIC | bliss

Le bonheur
commence comme ça.



bliss

4 ans
garantie fabricant

Bliss redonne le sourire à vos patients - et à vous-même ! Grâce à sa technologie exclusive Speech Variable Processing, Bliss offre une qualité sonore naturelle qui fait la réputation de notre marque dans le monde entier. Le nouvel algorithme Speech Priority Noise Reduction garantit quant à lui des performances inédites en matière de compréhension de la parole dans le bruit. Enfin, les miniBTE communiquent sans fil grâce à l'interface SoundGate (Bluetooth®). N'attendez plus pour découvrir Bliss et partager des expériences positives avec vos patients. **En savoir plus sur www.sonicl.com**



www.sonicl.com

Parc des Barbanniers - 3 Allée des Barbanniers - CS4006
92635 Genevilliers Cedex - Tél. +33 1 41 86 00 88

 **SONIC**
Everyday Sounds Better



Veille implants cochléaires

Forces et limites des systèmes existants

Bien que cet article date de 2008, vous découvrirez là un regard critique sur la technologie des implants cochléaires encore très pertinent.

Blake S. Wilson et Michael F. Dorman

Traduit par
Emeric KATONA,
Audioprothésiste

■ Efficacité des représentations éparses

Les implants cochléaires actuels offrent un niveau élevé de fonctions pour la grande majorité des patients. C'est ce qu'indiquent en partie les scores de 80 % ou plus obtenus avec des phrases par la plupart d'entre eux, ainsi que leur capacité à utiliser le téléphone. Certains patients obtiennent en outre des scores spectaculairement élevés avec les implants cochléaires actuels : ils se situent dans les tranches habituelles de résultats, même pour les tests audiolinguistiques courants les plus difficiles (voir les quelques excellents résultats en Fig. 3 du précédent numéro des Cahiers de l'Audition ainsi que le patient décrit dans Wilson et Dorman, 2007). Ces résultats sont à la fois encourageants et surprenants, car les implants n'offrent qu'une imitation très rudimentaire de quelques aspects seulement de la physiologie normale. Les scores obtenus par les patients qui réalisent les meilleures performances fournissent une preuve tangible de ce que la stimulation électrique d'une cochlée totalement sourde permet d'accomplir. Ils montrent aussi que les informations présentées et reçues sont adéquates pour la restauration de fonctions cliniquement normales, du moins pour ces patients, qui ont réalisé des tests standards de reconnaissance de la parole. Ceci est remarquable.

■ Variabilité des résultats obtenus

La large distribution des résultats, en particulier pour les tests difficiles (voir tableau du bas de la Fig. 3 du précédent numéro des Cahiers de l'Audition), constitue l'un des grands problèmes persistants des implants cochléaires. Avec ces tests, des patients utilisant exactement le même système d'implant, avec des

processeurs vocaux, un lien transcutané, un récepteur/stimulateur et un faisceau d'électrodes implantées identiques, peuvent obtenir des scores allant du plus bas au plus élevé. Seule une petite partie des patients réalise les scores spectaculairement élevés mentionnés précédemment, bien que cette proportion soit en train de s'accroître grâce à l'utilisation d'implants cochléaires bilatéraux et d'une stimulation à la fois électrique et acoustique (EAS) du système auditif (à voir dans le prochain numéro des Cahiers de l'Audition). (Ces approches relativement récentes permettent de faire diminuer la variabilité globale des résultats, mais celle-ci est loin de disparaître.)

■ Limitations probables dues aux déficiences affectant la voie auditive ou la fonction corticale

De plus en plus de preuves indiquent de façon très convaincante que les différences pouvant exister dans les fonctions corticales ou dans celles des voies auditives contribuent probablement à la variabilité des résultats obtenus avec les implants cochléaires (Lee et al., 2001 ; Ponton et Eggermont, 2001 ; Sharma et al., 2002 ; Eggermont et Ponton, 2003 ; Tobey et al., 2004 ; McKay, 2005 ; Kral et al., 2006 ; Kral et Eggermont, 2007 ; Fallon et al., 2008). En moyenne, les patients qui ont été sourds peu de temps avant d'être implantés obtiennent de meilleurs résultats que les patients dont la surdité s'est étalée sur une plus longue période (voir Gantz et al., 1993 ; Summerfield et Marshall, 1995 ; Blamey et al., 1996). Ceci peut résulter d'une privation sensorielle de longue durée, qui affecte négativement les connexions entre neurones dans le système auditif central (Shepherd et Hardie, 2001)

et peut ouvrir la voie à une intrusion d'autres signaux d'entrée sensoriels dans les zones corticales habituellement destinées au traitement auditif (c'est ce que l'on appelle la plasticité cross-modale, voir Lee et al. 2001 ; Bavelier et Neville, 2002). Il est possible d'expliquer la variabilité par les différences qui marquent la survie des nerfs périphériques, mais soit la corrélation entre ces deux éléments s'est révélée négative, soit aucun lien n'a été établi entre le nombre de cellules ganglionnaires survivantes et les scores précédemment obtenus en reconnaissance de mots chez des patients implantés décédés qui avaient accepté de leur vivant de faire don de leur os temporal pour permettre de réaliser des études histologiques post-mortem (Blamey, 1997 ; Nadol et al, 2001 ; Khan et al., 2005 ; Fayad et Linthicum, 2006). Dans certains cas, le nombre de cellules ganglionnaires était très inférieur à la normale. Pourtant, ces mêmes patients avaient obtenu des scores élevés dans les tests de reconnaissance de la parole. Inversement, dans d'autres cas, la survie de ces cellules était excellente, mais ces patients n'avaient pas obtenu de scores élevés durant les tests. Bien qu'une certaine quantité de cellules ganglionnaires soit nécessaire au fonctionnement d'un implant cochléaire, il semble que cette quantité soit faible, du moins pour les premières générations de systèmes d'implant et de stratégies de codage utilisées par ces patients de leur vivant. Au-delà de ce seuil supposé, le cerveau des patients ayant réalisé les meilleures performances peut apparemment utiliser des signaux d'entrée épars, même s'ils proviennent d'un petit nombre de cellules survivantes, pour que leur reconnaissance de la parole soit de niveau élevé. (Pour donner des résultats optimaux, les systèmes d'implants et les stratégies de codage actuels, ainsi que ceux à venir, peuvent nécessiter un nombre plus élevé de cellules survivantes. On

VEILLE IMPLANTS COCHLÉAIRES ◀



pourrait penser, par exemple, que pour avoir de bons résultats avec la stratégie HiRes 120, qui consiste à stimuler simultanément plusieurs sites et à créer des canaux virtuels le long de la cochlée, une survie à la fois excellente et uniforme ou quasi uniforme est nécessaire, comme le montrent Wilson et Dorman, sous presse - b, et Bonham et Litvak, 2008. Mais ce lien avec la survie des cellules n'a pas encore été démontré.)

De même, la représentation des sons de la parole avec un implant cochléaire doit probablement être supérieure à certains seuils pour que le cerveau puisse utiliser les signaux d'entrée de façon à avoir une bonne reconnaissance de la parole. Avec les systèmes d'implant à canal unique, ce deuxième seuil supposé n'a été que rarement dépassé, par certains patients exceptionnels, et cela est aussi le cas avec les stratégies précédentes pour implants multicanaux. L'association de plusieurs sites de stimulation dans la cochlée (au moins 6 à 8) avec des stratégies de codage relativement nouvelles telles que CIS, HiRes, n-of-m et ACE, et une survie minimale des cellules ganglionnaires suffiraient pour obtenir un niveau élevé de restauration de la fonction chez certains patients. Ceux-ci ont probablement des capacités cérébrales auditives intactes leur permettant d'utiliser ces données auditives encore éparses et déformées par rapport à celles qui parviennent au cerveau depuis la cochlée normale.

D'autres patients peuvent ne pas bénéficier d'un traitement normal ou presque normal au niveau central. Les effets de la perte auditive pendant de longues périodes ont été évoqués. Les cerveaux des enfants de plus de trois ou quatre ans perdent en outre de leur plasticité ou deviennent moins adaptables aux nouvelles informations auditives qu'ils reçoivent. Ceci peut expliquer pourquoi les enfants sourds im-

plantés avant cet âge obtiennent en général de bien meilleurs résultats que les enfants sourds implantés à cinq ans ou plus tard (voir Lee et al., 2001 ; Sharma et al., 2002 ; Dorman et Wilson, 2004).

Le cerveau pourrait bel et bien être l'élément décisif, qui détermine les résultats des implants cochléaires actuels. Il joue un rôle crucial, car il permet d'obtenir des scores élevés avec des implants à partir d'une représentation périphérique rudimentaire, éparse et déformée. Les effets d'une bonne rééducation ou du phénomène d'accommodation, qui peuvent se déployer sur de longues périodes (de trois mois à un an ou davantage), prouvent que le cerveau assume une fonction majeure dans l'accomplissement de performances asymptotiques avec des implants (voir Fig. 3 du précédent numéro des Cahiers de l'Audition). Des preuves nombreuses et variées, telles que celles citées au début de cette «Veille Implants Cochléaires», suggèrent par ailleurs que les déficiences ou les modifications des fonctions cérébrales (notamment des voies auditives endommagées dans le tronc cérébral ou des fonctions compromises dans les zones du cortex normalement destinées au traitement auditif, ou encore une plasticité corticale ou cross-modale réduite) peuvent affecter négativement les résultats obtenus avec implant cochléaire.

L'état du cerveau influence sans doute les résultats obtenus avec implant cochléaire, mais d'autres facteurs entrent également en ligne de compte. Comme nous l'avons indiqué précédemment, les systèmes d'implants cochléaires et les stratégies de codage utilisés doivent fournir suffisamment d'informations pour qu'un cerveau intact puisse les utiliser. En outre, il est évident que des manipulations à la périphérie influencent l'issue de l'implantation.

C'est ce que démontrent notamment les gains substantiels récemment obtenus dans le domaine de la reconnaissance de la parole avec des implants cochléaires bilatéraux et avec la stratégie EAS (voir le prochain numéro des Cahiers de l'Audition), ainsi que l'a démontré Pfungst (Pfungst et al., 2008). Nous voulons démontrer ici que le cerveau contribue de façon significative à la performance et qu'il est possible que les déficiences des fonctions cérébrales limitent les résultats que peuvent offrir toutes les méthodes de stimulation périphérique élaborées à ce jour.

Limitations possibles dues à la conception et au placement actuels des électrodes

Nous l'avons montré : les conceptions et le positionnement actuels des électrodes des implants cochléaires ne permettent pas de stimuler plus de 4 à 8 sites ou canaux effectifs ou fonctionnels. Actuellement, les implants cochléaires utilisent entre 12 et 22 électrodes intra-cochléaires, donc le nombre d'électrodes est supérieur au nombre de canaux (ou sites de stimulation) effectifs pour pratiquement tous les patients et pour tous les dispositifs existants. Le nombre de canaux effectifs dépend du patient et du test de reconnaissance de la parole utilisé pour évaluer la performance. Par exemple, lorsque les scores s'améliorent grâce à l'augmentation du nombre d'électrodes actives, pour l'identification des consonnes, un palier est atteint avec un plus petit nombre d'électrodes que pour celle des voyelles. (Ceci n'est pas étonnant : les consonnes peuvent être identifiées en associant des indices temporels et spectraux, alors que les voyelles s'identifient principalement, voire exclusivement, au moyen d'indices spectraux qui



> VEILLE IMPLANTS COCHLÉAIRES

sont transmis à travers des sites indépendants de stimulation.) Les patients qui obtiennent des scores faibles de reconnaissance de la parole n'ont en général pas plus de quatre canaux effectifs pour tous les tests, alors que les patients avec des scores élevés peuvent avoir pas moins de huit canaux ou un peu plus, selon le test (voir Friesen et al., 2001 ; Dorman et Spahr, 2006).

Les résultats issus d'études utilisant des simulations acoustiques de processeurs d'implants avec des sujets normo-entendants indiquent qu'il pourrait être bénéfique d'utiliser un nombre plus élevé de canaux ou sites de stimulation effectifs pour les implants. Avec des simulations et des sujets normo-entendants, non moins de dix canaux sont nécessaires pour atteindre une performance asymptotique (pour les tests difficiles) à l'aide d'un codage de type CIS (Dorman et al., 2002). D'autres chercheurs ont découvert qu'un plus grand nombre de canaux est nécessaire pour réaliser une performance asymptotique, en particulier pour les tests difficiles tels que l'identification des voyelles ou la reconnaissance de la parole émise sur un fond bruyant ou sur un fond de « bruit de cocktail » (Friesen et al., 2001 ; Shannon et al., 2004). Friesen

a constaté une amélioration continue de l'identification des voyelles chez les auditeurs normo-entendants (Friesen et al., 2001) ; celle-ci correspondait à l'ajout de canaux dans les simulations acoustiques. La limite testée était de 20 canaux et les tests portaient sur des voyelles présentées dans le silence, avec une dégradation progressive des rapports S/B, pour arriver à + 5 dB.

Par ailleurs, dans l'audition normale, il existe environ 39 filtres largement indépendants pour la plage entière des fréquences, qui va de 50 Hz à 15 kHz. Pour la plage de fréquences des sons de la parole, ces filtres sont au nombre de 28 environ (Glasberg et Moore, 1990 ; Moore, 2003). Ces chiffres sont bien plus élevés que le nombre de canaux effectifs disponibles avec les implants actuels.

La limitation apparente qu'entraînent les implants cochléaires actuels est illustrée en Fig. 5 : on y voit les scores de reconnaissance de la parole en fonction du nombre d'électrodes stimulées (et des canaux associés) pour les codages CIS. Le tableau du haut montre les résultats issus du laboratoire du premier auteur ; celui du bas illustre les résultats des études menées par Garnham et al. (2002). Ces résultats corroborent ceux d'autres études.

Les deux tableaux montrent que, dans plusieurs tests, les scores relatifs à la reconnaissance de la parole se sont améliorés avec l'augmentation du nombre d'électrodes, jusqu'à une valeur relativement faible, en fonction du test. Les scores relatifs aux tests d'identification des consonnes dans le silence « saturent » ou stagnent à 3 électrodes (tableau du haut), et les scores relatifs à l'identification des consonnes présentées sur un fond bruyant avec un rapport S/B supérieur à 5 dB saturent à 4 (tableau du bas) ou 5 (tableau du haut) électrodes. Les scores obtenus pour la reconnaissance de phrases ou de voyelles, qui ont également été présentés sur un fond bruyant, avec un rapport S/B de +10 et de -10 dB respectivement, saturent à 6 électrodes (tableau du bas). Les scores des deux tests restants montrés dans le tableau du bas n'augmentent pas de façon significative avec plus de six électrodes. Ces points de saturation sont bien inférieurs au nombre maximum d'électrodes pour chacune des études : 22 pour le tableau du haut et 10 ou 11 (sur les 12 électrodes disponibles dans le système d'implant utilisé) pour celui du bas.

Il serait tout à fait possible d'améliorer considérablement la performance des

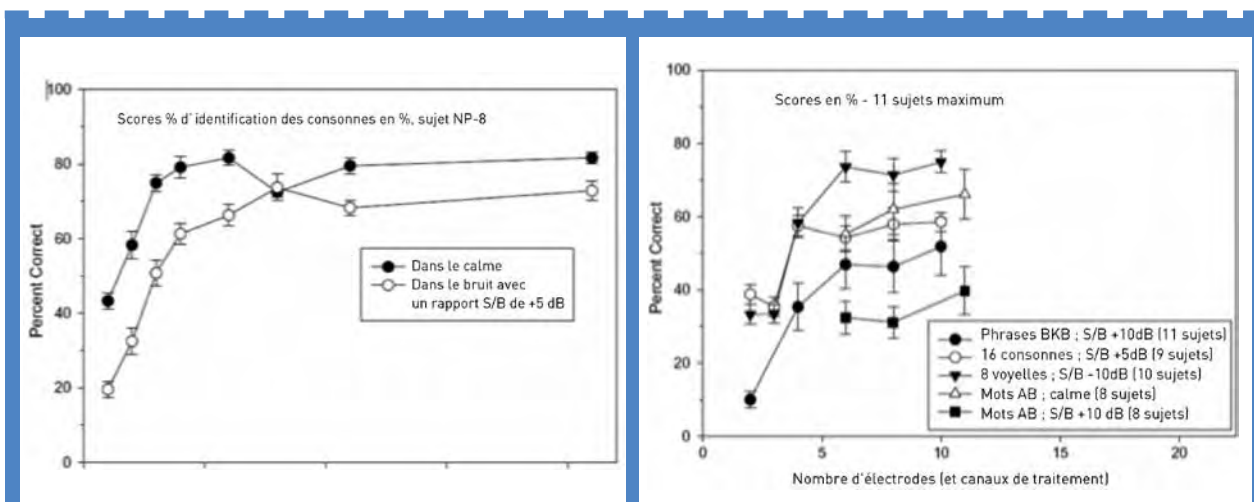


Figure 5 : Scores de reconnaissance de la parole en fonction du nombre d'électrodes stimulées (et des canaux associés), avec la stratégie de codage CIS. Les moyennes et les erreurs types des moyennes sont montrées. Les résultats issus des études menées dans le laboratoire du premier auteur sont présentés dans le tableau de gauche, et ceux de Garnham et al. (2002) dans celui de droite. Le tableau de gauche montre les scores obtenus pour l'identification de 24 consonnes dans une configuration/a/-consonne-/a/, par un sujet utilisant le système d'implant cochléaire Nucleus équipé de 22 électrodes intracochléaires. Le tableau de droite illustre les scores relatifs à la reconnaissance des phrases dites BKB (de Bench, Kowal et Bamford), à l'identification de 16 consonnes, également dans une configuration/a/-consonne-/a/, à l'identification de 8 voyelles dans une configuration/b/-voyelle-/b/, à la reconnaissance des mots monosyllabiques d'Arthur Boothroyd (mots AB). Un maximum de 11 sujets a participé à l'étude ; les sujets utilisaient le système d'implant cochléaire COMBi 40+, qui dispose de 12 sites d'électrodes. Les éléments du test étaient présentés soit dans le calme soit dans le bruit, comme l'indiquent les légendes des deux tableaux. Pour les présentations dans le bruit, les rapports S/B sont indiqués. Les conditions expérimentales utilisées pour l'étude illustrée dans le tableau de gauche sont identiques à celles qui sont décrites dans Wilson (1997).



implants cochléaires en augmentant le nombre de sites effectifs de stimulation. Cela permettrait de restreindre l'écart entre les patients implantés et les sujets normo-entendants. Cet écart est particulièrement important chez les nombreux patients qui n'ont pas plus de quatre sites effectifs à travers de larges gammes de tests de reconnaissance de la parole. Pour les patients avec implant cochléaire réalisant les meilleures performances, quelques canaux supplémentaires pourraient certainement être utiles ils pourraient écouter de la parole dans des situations contraignantes, où la parole est par exemple présentée en même temps que du bruit ou que celle d'autres locuteurs. Quant aux patients qui se situent actuellement dans la tranche basse du spectre des performances, une augmentation du nombre de canaux fonctionnels pourrait considérablement améliorer leurs résultats.

La limitation du nombre de canaux effectifs chez les personnes avec implant pourrait s'expliquer par le fait que les champs électriques provenant des différentes électrodes intra-cochléaires se chevauchent fortement sur les sites d'excitation neurale (voir Fu et Nogaki, 2004 ; Dorman et Spahr, 2006). Ces chevauchements (ou « interactions entre électrodes ») peuvent imposer une limite supérieure au nombre d'électrodes qui sont suffisamment indépendantes pour transmettre des canaux d'informations perceptiblement distincts. De plus, un traitement central défaillant peut contribuer à cette limitation, et cela est peut-être davantage le cas pour les patients dont les scores en reconnaissance de la parole sont faibles et qui, souvent, disposent de peu de canaux effectifs.

Les implants de rampe tympanique présentent une difficulté : les électrodes sont relativement éloignées du tissu cible (en général, il s'agit du ganglion spiral), même lorsqu'elles sont positionnées à proximité de la paroi interne de la rampe tympanique. Pour que la stimulation ait une spécificité spatiale élevée, la cible et l'électrode doivent être proches l'une de l'autre (Ranck, 1975). Cette proximité peut s'obtenir en provoquant la croissance de neurites à partir des cellules ganglionnaires et vers les électrodes dans la rampe tympanique. Pour ce faire, il convient d'administrer, de façon contrôlée, une substance neuro-trophique dans la périlymphe (Roehm et Hansen, 2005 ; Pettingill et al., 2007 ; Rejali et al., 2007 ; Vieira et al., 2007 ; Hendricks et al., 2008). Cette

croissance rapprocherait la cible des électrodes. Il est aussi possible d'implanter un faisceau d'électrodes directement au sein du nerf auditif (un implant intra-modiolaire), à travers une ouverture réalisée dans la partie basale de la cochlée (Arts et al., 2003 ; Badi et al., 2003, 2007 ; Hillman et al., 2003 ; Spelman, 2006 ; Middlebrooks et Snyder, 2007, 2008 ; Anderson, 2008). Dans ce cas, les électrodes seraient immédiatement adjacentes aux axones du nerf auditif. Des études « en cours », dont certaines ont trait à la sécurité et à l'efficacité des systèmes, visent à évaluer chacune de ces possibilités. Les conclusions d'études d'évaluation des implants intra-modiolaires démontrent que cela est faisable, à la fois du point de vue de la fabrication des implants et du point de vue chirurgical. Le nombre de sites de stimulation indépendants avec cet implant pourrait être significativement plus élevé que dans le cas des implants placés dans la rampe tympanique (Badi et al., 2007 ; Middlebrooks et Snyder, 2007, 2008). Cependant, avant que les implants ne puissent être approuvés par l'Administration américaine des denrées alimentaires et des médicaments [la FDA] ou par d'autres organismes réglementant une utilisation chez les humains, ces études préliminaires, ainsi que l'ensemble des études relatives à la sécurité, doivent être achevées. Cela vaut également pour l'usage de substances neuro-trophiques en vue de faire croître les neurites en direction des électrodes dans la rampe tympanique. Chacune de ces possibilités est prometteuse, mais toutes doivent être approfondies et validées.

■ Absence apparente de lien entre le nombre de sites discriminables et le nombre de canaux effectifs

En général, les patients implantés peuvent percevoir un grand nombre de sites. Une sous-population de patients peut par exemple classer les 22 électrodes du faisceau d'électrodes de Cochlear Ltd selon le critère de la hauteur des sons (voir Zwolan et al., 1997) ; certains patients peuvent classer beaucoup plus de sites lorsque des « sites virtuels » de stimulation entre les électrodes stimulées simultanément s'ajoutent aux sites qui n'ont qu'une électrode disponible (voir Donaldson et al., 2005 ; voir aussi la discussion dans Bonham et Litvak, 2008). Cependant,

aucun patient testé à ce jour n'a plus de huit canaux effectifs lorsque les stimuli se succèdent rapidement à travers les électrodes, en temps réel, avec un processeur vocal. Les mécanismes qui sous-tendent cette absence apparente de rapport entre le nombre de sites discriminables et le nombre de canaux effectifs doivent encore être identifiés. Il se peut qu'ils soient liés au masquage, à l'intégration temporelle ou aux effets réfractaires qui se produisent à la fois au niveau périphérique et au niveau central lorsque les électrodes reçoivent les stimuli en succession rapide, mais pas lorsque ces stimuli sont présentés de façon isolée, comme le montrent les études mentionnées ci-dessus, qui proposent un classement psychophysique. L'identification de ces mécanismes pourrait être très utile, car une telle connaissance fournirait sans doute des éléments permettant de concevoir les stimuli de façon à rapprocher le nombre de canaux effectifs du nombre de sites discriminables. Il pourrait en effet être plus important de réduire cet écart que de simplement augmenter le nombre de sites discriminables (cette dernière démarche ne garantirait certainement pas un accroissement du nombre de canaux effectifs).

■ Possible lacune dans la représentation des informations de la structure fine

Les informations de la structure fine ont trait aux variations de fréquences au sein des canaux de bande passante qui pourraient ne pas être représentées, ou être mal représentées, avec les stratégies CIS et d'autres stratégies basées sur l'enveloppe. Avec ces stratégies, pour chaque canal, le détecteur d'enveloppe ne recueille que l'énergie, pour toutes les fréquences contenues au sein de la bande pour le canal. C'est pourquoi un signal à une fréquence donnée au sein de la bande produira un signal de sortie au niveau du détecteur de l'enveloppe, mais, dans la mesure où les signaux sont d'amplitude équivalente, ce signal ne sera pas différent de ceux qui sont produits par une autre fréquence de cette bande. Les informations concernant les variations de fréquence des composants uniques ou les fréquences de composants multiples présents dans la bande sont perdues ou « rejetées » au niveau du détecteur d'enveloppe. Cette perte pourrait dégrader la représentation des sons de la parole



(Smith et al., 2002) et celle des systèmes de tons dans les langues tonales (Xu et Pfingst, 2003), et considérablement appauvrir la représentation des sons musicaux (Smith et al., 2002).

Néanmoins, il est possible que les stratégies basées sur l'enveloppe permettent de représenter, du moins dans une certaine mesure, les informations de la structure fine. Des variations à basse fréquence (dans la plage des FO [FO signifie fréquence(s) fondamentale(s)]) sont représentées dans les ondes de modulation (voir « stratégies de traitement » [que l'on appelle aussi stratégies de codages] dans le précédent numéro des Cahiers de l'Audition). Ces variations peuvent être perçues comme des sensations de hauteurs tonales différentes tant que les fréquences de modulation ne dépassent pas la « limite de saturation de hauteur tonale » pour les patients implantés, c'est à dire, la cadence ou la fréquence (ou la modulation de fréquence) à laquelle de nouvelles hausses des cadences ou des fréquences ne produisent pas de nouvelles augmentations de la sensation de hauteur tonale. Chez la plupart des patients, ce seuil se situe à environ 300 Hz (voir Zeng, 2002), mais, dans certains cas exceptionnels, il peut monter jusqu'à 1 kHz voire un peu plus haut (voir Hochmair-Desoyer et al., 1983 ; Townshend et al., 1987 ; Zeng, 2002). Avec les stratégies basées sur l'enveloppe, la fréquence de coupure des détecteurs de l'enveloppe se situe en général entre 200 et 400 Hz, ce qui correspond au seuil de saturation de la hauteur tonale de la majorité des patients. Les stratégies HiRes offrent une coupure effective plus élevée, ce qui permet d'obtenir une transmission un peu meilleure des informations de la structure fine pour les rares patients dont les seuils de saturation de la hauteur tonale sont très élevés.

Outre ce codage temporel des informations de la structure fine à basse fréquence, les stratégies basées sur l'enveloppe peuvent fournir un indice de répartition de l'énergie entre les canaux (indice de répartition) qui pourrait représenter des informations de la structure fine à des fréquences plus élevées. McDermott et McKay (1994), ainsi que Kwon et van den Honert (2006) et Nobbe et al. (2007), ont montré que des hauteurs de son intermédiaires sont produites lorsque des électrodes rapprochées sont stimulées en séquences rapides, contrairement à ce qui se produit lorsque chaque électrode est stimulée de façon isolée. La hauteur de son obtenue

suite à une stimulation séquentielle rapide varie en fonction du ratio des courants transmis aux deux électrodes. Ainsi, par exemple, il est possible de produire des hauteurs tonales progressivement plus élevées lorsque des proportions progressivement plus importantes de courant sont transmises à l'électrode la plus basale de la paire d'électrodes. Dans les stratégies basées sur l'enveloppe, les stimuli se succèdent rapidement à travers les électrodes ; c'est pourquoi on pourrait s'attendre à ce qu'une gamme continue de hauteurs tonales soit produite, notamment des hauteurs intermédiaires par rapport à celles qui sont produites avec des électrodes uniques stimulées de façon isolée. Et ceci a en effet été démontré par Dorman et al. (1996) pour la stratégie CIS. Leurs données montrent que cette stratégie permet d'obtenir des gradations fines des fréquences à travers le spectre des sons représentés. Selon Dorman et al., il se peut que cette performance soit attribuable à un indice de répartition défini par le rapport de charge entre des électrodes adjacentes lorsqu'un signal d'entrée à une fréquence donnée excite les filtres passe-bas pour chacun des canaux attribués aux électrodes. Ces excitations simultanées sont possibles car tous les filtrages physiquement réalisables ont des coupures en pente qui se chevauchent souvent. (La quantité de chevauchement entre des filtres adjacents est contrôlée par la pente d'atténuation au-delà de chaque fréquence de coupure pour chaque filtre, qui se mesure généralement en dB/octave ou dB/décades de fréquences, et par le point où les réponses du filtre « se croisent », qui se situe en général au point d'atténuation de 3-dB pour chaque filtre.) L'excitation relative aux deux électrodes serait le reflet de l'excitation relative des deux filtres pour les deux canaux par le signal d'entrée sinusoïdal. Les informations de la structure fine peuvent donc être représentées en tant que rapport de stimulation entre canaux et comme le résultat (1) des chevauchements dans les réponses entre filtres et (2) des hauteurs de sons intermédiaires qui sont produites grâce à la stimulation séquentielle rapide d'électrodes rapprochées. Pour ce faire, des filtres avec un chevauchement des réponses sont nécessaires. La représentation pourrait donc être améliorée avec des filtres passe-bas à réponse triangulaire (ou en forme de cloche), car l'enchaînement de ces filtres pourrait produire une réponse uniforme ou quasi uniforme à travers les fréquences, et donc des variations continues dans la

répartition de l'énergie sortant des filtres avec des changements de fréquence. (C'est précisément pour cette raison que les systèmes de CIS actuels de MED-EL et quelques-uns de leurs systèmes anciens utilisent des filtres passe-bas avec réponses en forme de cloche.)

La situation que nous venons de décrire est assez différente de l'exemple idéalisé proposé au début de cette section, où seul un filtre (et un canal) unique est utilisé. Dans un processeur réel, des filtres multiples, ainsi que les canaux et sites de stimulation qui leur sont associés, sont utilisés. Les filtres des canaux se chevauchent, créant de multiples sites de stimulation pour des fréquences uniques au niveau du signal d'entrée. En retour, cette stimulation produit immédiatement des hauteurs de sons et peut aussi offrir une représentation affinée des informations de la structure fine.

« Actuellement », nous ne savons pas avec précision dans quelle mesure les informations de la structure fine sont présentées et reçues avec les stratégies basées sur l'enveloppe. Selon les résultats publiés par Dorman et al. (1996) et l'analyse présentée ci-dessus, cette quantité pourrait être importante.

La possibilité que les stratégies basées sur l'enveloppe ne permettent de transmettre qu'une faible proportion des informations de la structure fine, ainsi que les recherches de Smith et al. (2002) et Xu et Pfingst (2003), qui démontrent l'importance de ces informations, sont à l'origine des nombreux efforts consentis pour les représenter d'une autre manière (voir Nie et al., 2005 ; Wilson et al., 2005 ; Zeng et al., 2005 ; Hochmair et al., 2006 ; Arnoldner et al., 2007 ; Litvak et al., 2008 ; Bonham et Litvak, 2008). Différents chercheurs ont en effet considéré que peu d'informations de la structure fine, voire pas du tout, sont transmises par le biais des stratégies basées sur l'enveloppe, celles-ci ne permettant de « ne présenter que les informations de l'enveloppe ». Une telle perspective néglige le fait que les informations temporelles sont présentées dans les ondes de modulation jusqu'à 200 à 400 Hz ou plus haut. Elle ignore aussi le fait qu'un indice de répartition pourrait tout à fait transmettre des informations de la structure fine à des fréquences plus élevées, surtout si les chevauchements entre filtres sont correctement conçus.

À l'heure actuelle, nous ne savons pas dans quelle mesure les patients implantés ont accès aux informations de la structure



fine. Outre les approches alternatives qui, comme nous l'avons exposé précédemment, se développent pour représenter ces informations, à l'avenir, il serait sans doute intéressant d'orienter les recherches vers la mise au point d'une évaluation directe de la transmission des informations de la structure fine chez les patients implantés. Récemment, Drennan et al. (2008) ont décrit une méthode prometteuse allant dans ce sens. Celle-ci met en jeu la discrimination des sons complexes harmoniques avec des phases de Schroeder, qui diffèrent uniquement dans la structure temporelle fine. Des tests supplémentaires peuvent être utiles pour évaluer la transmission des informations de la structure fine pour les canaux de bande passante qui ont des fréquences centrales relativement élevées (supérieures à 400 Hz). Le test de discrimination des fréquences élaboré il y a quelques années par Dorman et al. (1996) offre une excellente possibilité d'obtenir ces données. Nous l'avons indiqué ci-dessus : ce test prouve qu'il existe, pour la stratégie CIS, une discrimination de nombreuses fréquences tout au long d'une échelle fine, et ce, pour une gamme de fréquences qui inclut les réponses qui se chevauchent entre des filtres passe-bas adjacents. Cette étude montre que la stratégie CIS permet de transmettre les informations de la structure fine à des fréquences plus élevées (généralement au-dessus de 400 Hz avec les options de filtres habituelles) ; elle suggère en outre l'existence et le fonctionnement probables des indices de répartition pour les fréquences autres que les fréquences centrales des filtres passe-bas.

Autrement dit, certaines informations de la structure fine au moins sont transmises aux patients au moyen de la stratégie CIS et vraisemblablement aussi par le biais d'autres stratégies basées sur l'enveloppe. La question reste de savoir dans quelle proportion. De plus, nous ne savons pas à ce stade si les alternatives qui ont été spécifiquement conçues pour augmenter la quantité d'informations transmises y parviennent réellement. Les évaluations directes de la transmission des informations de la structure fine avec toutes ces stratégies (CIS, n-of-m, ACE, SPEAK, HiRes, Fine Hearing, HiRes 120 et d'autres encore) sont en cours d'élaboration. Elles seraient très utiles pour savoir s'il en existe au moins une qui soit meilleure que les autres, et sur quelle gamme de fréquences. Par ailleurs, si l'on considère qu'il peut rester de la marge

pour la transmission des informations de la structure fine, ces tests pourraient alimenter l'élaboration d'approches plus fines ou innovantes qui amélioreraient encore cette transmission. (Les résultats des recherches de Dorman et al. indiquent que cette piste est intéressante : bien que la discrimination avec la stratégie CIS soit bonne, et même meilleure que celle que permettent d'obtenir les autres stratégies, elle reste moins satisfaisante que celle qu'un sujet normo-entendant obtiendrait s'il effectuait le même test.) À ce stade, il reste trois grandes inconnues : (1) quelle est la quantité d'informations transmises via les stratégies basées sur l'enveloppe conventionnelles ; (2) ces stratégies peuvent-elles être améliorées de sorte à accroître cette transmission (par exemple, des électrodes stimulées selon un ordre strictement base-apex ou apex-base pour garantir une stimulation séquentielle rapide de l'ensemble des paires d'électrodes adjacentes) ; et (3) une stratégie fondamentalement différente permettrait-elle d'obtenir une augmentation significative de la transmission ?

Des représentations des sons complexes insuffisamment résolues

Bien que les fréquences fondamentales (FO) soient représentées à la sortie des stratégies CIS et autres en tant qu'ondes de modulation, leur représentation diffère de celles, très perceptibles et discriminables, qu'en ont les normo-entendants. Comme nous l'avons expliqué, dans l'audition stimulée électriquement, les représentations temporelles des fréquences se limitent aux fréquences inférieures au seuil de saturation de la hauteur de son, qui se situe aux alentours de 300 Hz chez la plupart des patients. De plus, dans cette gamme de basses fréquences (inférieures à 300 Hz), les seuils différentiels (SD) des vitesses ou des fréquences des stimuli électriques sont bien moins bons (souvent dix fois moins bons) que les SD de l'audition normale avec stimuli acoustiques (voir Zeng, 2002 ; Baumann et Nobbe, 2004). Certes, les fréquences des signaux sonores d'entrée peuvent aussi être représentées en fonction de la stimulation par stimulus électrique. Des fréquences plus élevées peuvent être représentées de cette façon plutôt qu'avec les codes temporels. Ici aussi toutefois, les SD de l'audition stimulée électriquement semblent

moins bons que ceux des normo-entendants (Dorman et al., 1996). Les hauteurs de sons évoquées par les changements de vitesse ou de fréquence de stimulation peuvent être semblables aux hauteurs « non spectrales » évoquées dans l'audition normale (Burns et Viemeister, 1976, 1981), avec un bruit modulé selon une amplitude sinusoïdale. Ces hauteurs tonales non spectrales saturent également à une fréquence de modulation relativement basse (850-1 000 Hz, ce qui correspond à la limite supérieure du seuil de saturation chez les sujets implantés) et en deçà de ce seuil de saturation, les SD des changements de fréquence de modulation sont moins bons que ceux des sinusoïdes présentées seules, où la vitesse et le lieu de stimulation varient tous deux avec la fréquence.

Une perception exacte des FO est importante pour (1) distinguer les « flux auditifs » d'autres flux (un locuteur principal et une autre voix qui fait obstacle) ; (2) déterminer si le locuteur est un homme ou une femme ; (3) identifier, dans la parole, les émotions, le mode affirmatif et le mode interrogatif ; (4) percevoir les langues tonales ; et (5) percevoir les mélodies. C'est pourquoi des représentations de mauvaise résolution des FO sont problématiques pour les implants, et cette question a été abordée à maintes reprises (voir Geurts et Wouters, 2001, 2004 ; Luo et Fu, 2004 ; Green et al., 2005 ; Laneau et al., 2006 ; Carroll et Zeng, 2007 ; Chatterjee et Peng, 2007 ; Sucher et McDermott, 2007). Malheureusement, ces recherches n'ont pas encore permis d'identifier une méthode qui permettrait d'améliorer ces représentations. (Certaines approches ont donné lieu à quelques améliorations, mais seulement au détriment de la transmission d'autres types d'informations importantes, qui s'est détériorée.)

Le manque apparent de hauteurs tonales perceptibles pour les patients implantés et la discrimination relativement médiocre des fréquences peuvent s'expliquer par les importantes différences qui existent entre les schémas d'excitation neuronale avec implants et ceux des normo-entendants (voir Moore, 2003 ; McKay, 2005 ; Turner et al., 2008). Dans l'audition normale, les fréquences de stimulation sont coordonnées aux lieux (ou sites) de stimulation ; les harmoniques inférieures d'une fréquence fondamentale sont résolues par les filtres auditifs et elles sont représentées séparément le long de la paroi de la cochlée pour les FO relativement basses



de nombreux sons tels que ceux de la parole et de la musique. D'autre part, un « ralentissement » progressif (c'est-à-dire une accumulation de retards de phases) de l'onde le long de la membrane basilaire, précisément à la base et à l'emplacement de la réponse maximale pour un signal d'entrée sinusoïdal donné, produit un schéma de latence des réponses, qui augmente fortement, pour les neurones qui innervent cette région de la cochlée normale ; ce schéma de latence pourrait être « lu » par le système auditif central comme indiquant le point de la réponse optimale et donc la fréquence de stimulation (voir Loeb et al., 1983). Les implants cochléaires actuels ne présentent aucune de ces caractéristiques, hormis peut-être la stratégie Fine Hearing (Hochmair et al., 2006 ; Arnoldner et al., 2007), dans laquelle la vitesse de stimulation pulsatile peut être à peu près coordonnée au(x) site(s) de stimulation, pour les canaux apicaux 1 à 3, en fonction des réglages choisis pour cette stratégie.

Parmi ces caractéristiques, la présentation et la perception des harmoniques résolues semblent essentielles aux percepts des hauteurs tonales hautement perceptibles chez les normo-entendants (Oxenham et al., 2004). De plus, pour être efficaces, les harmoniques doivent se situer sur les emplacements corrects du point de vue « tonotopique » le long de la paroi de la cochlée. Une telle représentation serait difficile voire impossible à atteindre avec un implant cochléaire car cela nécessiterait un contrôle précis des nombreux sites de stimulation qui correspondent aux premières harmoniques. Il se peut que des électrodes à haute densité ou que l'utilisation de sites virtuels entre les électrodes (formés soit par une stimulation séquentielle rapide d'électrodes adjacentes, comme décrit ci-dessus, soit par une stimulation simultanée d'électrodes adjacentes, comme décrit par Bonham et Litvak en 2008) fournissent le niveau de contrôle nécessaire, surtout s'il est possible de rapprocher davantage les électrodes des neurones cibles.

De même, il serait difficile d'obtenir avec des implants la réplication du développement rapide des latences des réponses neuronales qui se produisent chez les normo-entendants à proximité et sur le lieu des déflexions maximales de la membrane basilaire. Un solide contrôle de la vitesse relative des réponses neuronales sur des distances courtes, tout au long de la cochlée, serait nécessaire.

Cela serait possible avec des électrodes à haute densité et une grande proximité entre ces électrodes et les neurones cibles. Mais les conceptions actuelles d'électrodes dans la rampe tympanique ne permettent probablement pas sans une croissance artificielle des neurites vers ces électrodes.

La coordination précise de la vitesse et du lieu de stimulation nécessiterait également un contrôle précis du site de stimulation. La stratégie de codage devrait en outre présenter les pulsations à la vitesse appropriée pour chaque électrode, et ce, tout en maintenant une stimulation non simultanée de l'ensemble des électrodes afin d'éviter les interactions qui résultent de l'accumulation de champs électriques provenant des différentes électrodes. Enfin, une coordination des vitesses et des lieux pour les FO basses telles que celles de la parole (qui se situent entre 80 et 250 Hz) nécessiterait une stimulation des parties apicales de la cochlée. Cela serait possible grâce à une insertion profonde des faisceaux d'électrodes dans la rampe tympanique et à une stimulation sélective des neurones qui innervent la région apicale, notamment à travers une stimulation sélective des processus périphériques survivants dans l'apex.

Même en cas de coordination de la vitesse et du lieu, la partie de la représentation relative à la vitesse pourrait ne pas fonctionner, la vitesse perçue étant restreinte par le seuil de saturation de la hauteur tonale. C'est pourquoi présenter un stimulus de 2 kHz sur le lieu à 2 kHz pourrait également entraîner la déconnexion présumée, dans la mesure où la vitesse perçue pourrait être identique à celle qui est produite à 300 pulsations/stimulus, et pareillement pour tous les sites représentant des fréquences supérieures au seuil de saturation de la hauteur tonale.

Nous ne savons pas à l'heure actuelle s'il est important de coordonner la vitesse et le lieu de stimulation ou s'il convient davantage de répliquer les champs de latence qui se produisent dans l'audition normale. Cependant, il est clair que la représentation des harmoniques résolues a de l'importance. Elle pourrait être obtenue par le biais d'un contrôle neuronal de niveau plus élevé avec les implants, notamment en rapprochant les électrodes des neurones cibles ou vice versa.

En revanche, par rapport aux représentations apparemment faibles des FO des sons complexes qu'offrent les implants cochléaires unilatéraux actuels, celles

que l'on obtient avec les systèmes associant stimulation électrique et stimulation acoustique (stimulation électroacoustique), paraissent extrêmement robustes. C'est ce que nous montrerons dans la section « Deux avancées récentes » du prochain numéro des Cahiers de l'Audition. La part de stimulation acoustique de la stimulation électroacoustique et la perception de ces informations pourraient inclure des harmoniques multiples des FO pour pratiquement tous les sons voisés de la parole et pour la plupart des sons musicaux, ainsi que le positionnement correct de ces harmoniques tout au long de la cochlée. De plus, tout champ de latence d'importance perceptuelle a plus de chance d'être produit avec la partie acoustique de la stimulation électroacoustique. (Les champs diffèrent quelque peu par rapport à la normale, selon le degré de la perte auditive aux basses fréquences) Ainsi, pour les personnes dont l'audition est fortement endommagée, mais qui restent sensibles aux stimuli acoustiques à fréquence basse, les systèmes électroacoustiques pourraient bien représenter l'unique solution de qualité permettant de transmettre des informations sur les FO. Pour les autres patients, comme nous l'avons exposé ci-dessus, d'autres méthodes restent à imaginer.

■ Peu ou pas de capacité à localiser les sons avec les implants unilatéraux

Les patients utilisant un implant cochléaire unilatéral ont peu ou pas de capacité de localisation des sons (voir Nopp et al., 2004 ; Senn et al., 2005). Ceci réduit l'efficacité de la fonction d'alerte que permettrait un système prothétique d'audition et élimine l'avantage du rapport S/B qu'offre l'audition binaurale, surtout lorsque la parole et le bruit proviennent de lieux différents.

Les implants bilatéraux comblent très bien ces manques, comme nous le montrons dans la section « Deux avancées récentes » du prochain numéro des Cahiers de l'Audition.



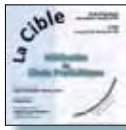
Bibliographie

- Anderson, D.J., 2008. Penetrating multichannel stimulation and recording electrodes in auditory prosthesis research. *H ear. Res.* 242 (1–2), 31–43.
- Arnoldner, C., Riss, D., Brunner, M., Baumgartner, W.D., Hamzavi, J.S., 2007. Speech and music perception with the new fine structure speech coding strategy: preliminary results. *Acta Otolaryngol.* 127, 1298–1303.
- Arts, H.A., Jones, D.A., Anderson, D.J., 2003. Prosthetic stimulation of the auditory system with intraneural electrodes. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 112 (Suppl.), 20–25.
- Badi, A.N., Kertesz, T.R., Gurgel, R.K., Shelton, C., Normann, R.A., 2003. Development of a novel eighth-nerve intraneural auditory neuroprosthesis. *Laryngoscope* 113, 833–842.
- Badi, A.N., Owa, A.O., Shelton, C., Normann, R.A., 2007. Electrode independence in intraneural cochlear nerve stimulation. *Otol. Neurotol.* 28, 16–24.
- Baumann, U., Nobbe, A., 2004. Pulse rate discrimination with deeply inserted electrode arrays. *Hear. Res.* 196, 49–57.
- Bavelier, D., Neville, H.J., 2002. Cross-modal plasticity: where and how? *Nat. Rev. Neurosci.* 3, 443–452.
- Blamey, P., 1997. Are spiral ganglion cell numbers important for speech perception with a cochlear implant? *Am. J. Otol.* 18 (Suppl. 6), S11–S12.
- Blamey, P., Arndt, P., Bergeron, F., Bredberg, G., Brimacombe, J., Facer, G., Larky, J., Lindstrom, B., Nedzelski, J., Peterson, A., Shipp, D., Staller, S., Whitford, L., 1996. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiol. Neurootol.* 1, 293–306.
- Bonham, B.H., Litvak, L.M., 2008. Current focusing and steering: modeling, physiology, and psychophysics. *Hear. Res.* 242 (1–2), 154–166.
- Burns, E.M., Viemeister, N.F., 1976. Nonspectral pitch. *J. Acoust. Soc. Am.* 60, 863–869.
- Burns, E.M., Viemeister, N.F., 1981. Played-again SAM: further observations on the pitch of amplitude-modulated noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 70, 1655–1660.
- Carroll, J., Zeng, F.-G., 2007. Fundamental frequency discrimination and speech perception in noise in cochlear implant simulations. *Hear. Res.* 231, 42–53.
- Chatterjee, M., Peng, S.-C., 2007. Processing F0 with cochlear implants: modulation frequency discrimination and speech intonation recognition. *Hear. Res.* 235, 143–156.
- Donaldson, G.S., Kreft, H.A., Litvak, L., 2005. Place-pitch discrimination of single versus dual-electrode stimuli by cochlear implant users. *J. Acoust. Soc. Am.* 118, 623–626.
- Dorman, M.F., Loizou, P.C., Spahr, A.J., Maloff, E., 2002. A comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants. *J. Speech Lang. Hear. Res.* 45, 783–788.
- Dorman, M.F., Smith, L.M., Smith, M., Parkin, J.L., 1996. Frequency discrimination and speech recognition by patients who use the Ineraid and continuous interleaved sampling cochlear-implant signal processors. *J. Acoust. Soc. Am.* 99, 1174–1184.
- Dorman, M.F., Spahr, A.J., 2006. Speech perception by adults with multichannel implants. In: Waltzman, S.B., Roland, J.T., Jr. (Eds.), *Cochlear Implants*, second ed. Thieme Medical Publishers, New York, pp. 193–204.
- Dorman, M.F., Wilson, B.S., 2004. The design and function of cochlear implants. *Am. Sci.* 92, 436–445.
- Drennan, W.R., Longnion, J.K., Ruffin, C., Rubinstein, J.T., 2008. Discrimination of Schroeder-phase harmonic complexes by normal-hearing and cochlear-implant listeners. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 9, 138–149.
- Eggermont, J.J., Ponton, C.W., 2003. Auditory-evoked potential studies of cortical maturation in normal and implanted children: correlations with changes in structure and speech perception. *Acta Otolaryngol.* 123, 249–252.
- Fallon, J.B., Irvine, D.R.F., Shepherd, R.K., 2008. Cochlear implants and brain plasticity. *Hear. Res.* 238, 110–117.
- Fayad, J.N., Linthicum Jr., F.H., 2006. Multichannel cochlear implants: relation of histopathology to performance. *Laryngoscope* 116, 1310–1320.
- Friesen, L.M., Shannon, R.V., Baskent, D., Wang, X., 2001. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 110, 1150–1163.
- Fu, Q.-J., Nogaki, G., 2004. Noise susceptibility of cochlear implant users: the role of spectral resolution and smearing. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 6, 19–27.
- Gantz, B.J., Woodworth, G.G., Knutson, J.F., Abbas, P.J., Tyler, R.S., 1993. Multivariate predictors of audiological success with multichannel cochlear implants. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 102, 909–916.
- Garnham, C., O'Driscoll, M., Ramsden, R., Saeed, S., 2002. Speech understanding in noise with a Med-El COMBI 40+ cochlear implant using reduced channel sets. *Ear Hear.* 23, 540–552.
- Geurts, L., Wouters, J., 2001. Coding of fundamental frequency in continuous interleaved sampling processors for cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 109, 713–726.
- Geurts, L., Wouters, J., 2004. Better place-coding of the fundamental frequency in cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 115, 844–852.
- Glasberg, B.R., Moore, B.C.J., 1990. Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hear. Res.* 47, 103–138.
- Green, T., Faulkner, A., Rosen, S., Macherey, O., 2005. Enhancement of temporal periodicity cues in cochlear implants: effects on prosodic perception and vowel identification. *J. Acoust. Soc. Am.* 118, 375–385.
- Hendricks, J.L., Chikar, J.A., Crumling, M.A., Raphael, Y., Martin, D.C., 2008. Localized cell and drug delivery for auditory prostheses. *Hear. Res.* 242 (1–2), 128–142.
- Hillman, T., Badi, A.N., Normann, R.A., Kertesz, T., Shelton, C., 2003. Cochlear nerve stimulation with a 3-dimensional penetrating electrode array. *Otol. Neurotol.* 24, 764–768.
- Hochmair, I., Nopp, P., Jolly, C., Schmidt, M., Schösser, H., Garnham, C., Anderson, I., 2006. MED-EL cochlear implants: state of the art and a glimpse into the future. *Trends Amplif.* 10, 201–219.
- Hochmair-Desoyer, I.J., Hochmair, E.S., Burian, K., Stiglbauer, H.K., 1983. Percepts from the Vienna cochlear prosthesis. *Ann. NY Acad. Sci.* 405, 295–306.
- Khan, A.M., Handzel, O., Burgess, B.J., Damian, D., Eddington, D.K., Nadol Jr., J.B., 2005. Is word recognition correlated with the number of surviving spiral ganglion cells and electrode insertion depth in human subjects with cochlear implants? *Laryngoscope* 115, 672–677.
- Kral, A., Eggermont, J.J., 2007. What's to lose and what's to learn: development under auditory deprivation, cochlear implants and limits of cortical plasticity. *Brain Res. Rev.* 56, 259–269.
- Kral, A., Tillein, J., Heid, S., Klinke, R., Hartmann, R., 2006. Cochlear implants: cortical plasticity in congenital deprivation. *Prog. Brain Res.* 157, 283–313.
- Kwon, B.J., van den Honert, C., 2006. Dual-electrode pitch discrimination with sequential interleaved stimulation by cochlear implant users. *J. Acoust. Soc. Am.* 120, EL1–EL6.
- Laneau, J., Wouters, J., Moonen, M., 2006. Improved music perception with explicit pitch coding in cochlear implants. *Audiol. Neurootol.* 11, 38–51.
- Lee, D.S., Lee, J.S., Oh, S.H., Kim, S.K., Kim, J.W., Chung, J.K., Lee, M.C., Kim, C.S., 2001. Cross-modal plasticity and cochlear implants. *Nature* 409, 149–150.
- Litvak, L.M., Krubsack, D.A., Overstreet, E.H., 2008. Method and system to convey the within-channel fine structure with a cochlear implant. *US Patent* 7317945.
- Loeb, G.E., White, M.W., Merzenich, M.M., 1983. Spatial cross correlation: a proposed mechanism for acoustic pitch perception. *Biol. Cybern.* 47, 149–163.
- Luo, X., Fu, Q.-J., 2004. Enhancing Chinese tone recognition by manipulating amplitude envelope: implications for cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 116, 3659–3667.
- McDermott, H.J., McKay, C.M., 1994. Pitch ranking with non-simultaneous dual electrode electrical stimulation of the cochlea. *J. Acoust. Soc. Am.* 96, 155–162.
- McKay, C.M., 2005. Spectral processing in cochlear implants. *Int. Rev. Neurobiol.* 70, 473–509.
- Middlebrooks, J.C., Snyder, R.L., 2007. Auditory prosthesis with a penetrating array. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 8, 258–279.



- Middlebrooks, J.C., Snyder, R.L., 2008. Intraneural stimulation for auditory prosthesis: modiolar trunk and intracranial stimulation sites. *Hear. Res.* 242 (1–2), 56–67.
- Moore, B.C.J., 2003. Coding of sounds in the auditory system and its relevance to signal processing and coding in cochlear implants. *Otol. Neurotol.* 24, 243–254.
- Nadol Jr., J.B., Shiao, J.Y., Burgess, B.J., Ketten, D.R., Eddington, D.K., Gantz, B.J., Kos, I., Montandon, P., Coker, N.J., Roland Jr., J.T., Shallop, J.K., 2001. Histopathology of cochlear implants in humans. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 110, 883–891.
- Nie, K., Stickney, G., Zeng, F.G., 2005. Encoding frequency modulation to improve cochlear implant performance in noise. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52, 64–73.
- Nobbe, A., Schleich, P., Zierhofer, C., Nopp, P., 2007. Frequency discrimination with sequential or simultaneous stimulation in MED-EL cochlear implants. *Acta Otolaryngol.* 127, 1266–1272.
- Nopp, P., Schleich, P., D'Haese, P., 2004. Sound localization in bilateral users of MEDEL COMBI 40/40+ cochlear implants. *Ear Hear.* 25, 205–214.
- Oxenham, A.J., Bernstein, J.G.W., Penagos, H., 2004. Correct tonotopic representation is necessary for complex pitch perception. *PNAS* 101, 1421–1425.
- Pettingill, L.N., Richardson, R.T., Wise, A.K., O'Leary, S.J., Shepherd, R.K., 2007. Neurotrophic factors and neural prostheses: potential clinical applications based upon findings in the auditory system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1138–1148.
- Pfingst, B.E., Burkholder-Juhasz, R.A., Zwolan, T.A., Xu, L., 2008. Psychophysical assessment of stimulation sites in auditory prosthesis electrode arrays. *Hear. Res.* 242 (1–2), 187–200.
- Ponton, C.W., Eggermont, J.J., 2001. Of kittens and kids: altered cortical maturation following profound deafness and cochlear implant use. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2, 87–103.
- Ranck Jr., J.B., 1975. Which elements are excited in electrical stimulation of the mammalian central nervous system: a review. *Brain Res.* 98, 417–440.
- Rejali, D., Lee, V.A., Abrashkin, K.A., Humayun, N., Swiderski, D.L., Rapheal, Y., 2007. Cochlear implants and ex vivo BDNF gene therapy protect spiral ganglion neurons. *Hear. Res.* 228, 180–187.
- Roehm, P.C., Hansen, M.R., 2005. Strategies to preserve or regenerate spiral ganglion neurons. *Curr. Opin. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 13, 294–300.
- Senn, P., Kompis, M., Vischer, M., Haeusler, R., 2005. Minimum audible angle, just noticeable interaural differences and speech intelligibility with bilateral cochlear implants using clinical speech processors. *Audiol. Neurootol.* 10, 342–352.
- Shannon, R.V., Fu, Q.-J., Galvin III, J., 2004. The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation. *Acta Otolaryngol. Suppl.* 552, 50–54.
- Sharma, A., Dorman, M.F., Spahr, A.J., 2002. Rapid development of cortical auditory evoked potentials after early cochlear implantation. *NeuroReport* 13, 1365–1368.
- Shepherd, R.K., Hardie, N.A., 2001. Deafness-induced changes in the auditory pathway: implications for cochlear implants. *Audiol. Neurootol.* 6, 305–318.
- Smith, Z.M., Delgutte, B., Oxenham, A.J., 2002. Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature* 416, 87–90.
- Spelman, F.A., 2006. Cochlear electrode arrays: past, present and future. *Audiol. Neurootol.* 11, 77–85.
- Sucher, C.M., McDermott, H.J., 2007. Pitch ranking of complex tones by normally hearing subjects and cochlear implant users. *Hear. Res.* 230, 80–87.
- Summerfield, A.Q., Marshall, D.H., 1995. Preoperative predictors of outcomes from cochlear implantation in adults: performance and quality of life. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.* 166, 105–108.
- Tobey, E.A., Devous Sr., M.D., Buckley, K., Cooper, W.B., Harris, T.S., Ringe, W., Roland, P.S., 2004. Functional brain imaging as an objective measure of speech perception performance in adult cochlear implant users. *Int. J. Audiol.* 43, S52–S56.
- Townshend, B., Cotter, N., Van Compernelle, D., White, R.L., 1987. Pitch perception by cochlear implant subjects. *J. Acoust. Soc. Am.* 82, 106–115.
- Turner, C.W., Reiss, L.A.J., Gantz, B.J., 2008. Combined acoustic and electric hearing: Preserving residual acoustic hearing. *Hear. Res.* 242 (1–2), 177–186.
- Vieira, M., Christensen, B.L., Wheeler, B.C., Feng, A.S., Kollmar, R., 2007. Survival and stimulation of neurite outgrowth in a serum-free culture of spiral ganglion neurons from adult mice. *Hear. Res.* 230, 17–23.
- Wilson, B.S., 1997. The future of cochlear implants. *Brit. J. Audiol.* 31, 205–225.
- Wilson, B.S., Dorman, M.F., 2007. The surprising performance of present-day cochlear implants. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 969–972.
- Wilson, B.S., Dorman, M.F., in press-b. The design of cochlear implants. In: Niparko, J.K., Kirk, K.I., Mellon, N.K., Robbins, A.M., Tucci, D.L., Wilson, B.S. (Eds.), *Cochlear Implants: Principles & Practices*, second ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Wilson, B.S., Schatzer, R., Lopez-Poveda, E.A., Sun, X., Lawson, D.T., Wolford, R.D., 2005. Two new directions in speech processor design for cochlear implants. *Ear Hear.* 26, 73S–81S.
- Xu, L., Pfingst, B.E., 2003. Relative importance of temporal envelope and fine structure in lexical-tone perception. *J. Acoust. Soc. Am.* 114, 3024–3027.
- Zeng, F.-G., 2002. Temporal pitch in electric hearing. *Hear. Res.* 174, 101–106.
- Zeng, F.-G., Nie, K., Stickney, G.S., Kong, Y.Y., Vongphoe, M., Bhargava, A., Wei, C., Cao, K., 2005. Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *PNAS* 102, 2293–2298.
- Zwolan, T.A., Collins, L.M., Wakefield, G.H., 1997. Electrode discrimination and speech recognition in postlingually deafened adult cochlear implant subjects. *J. Acoust. Soc. Am.* 102, 3673–3685.

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 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 3,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 4,50 € xexemplaire(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 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 7,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € xexemplaire(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 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 7,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € xexemplaire(s) = €



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

99,00 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 8,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 10,00 € xexemplaire(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 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port France : 6,50 € xexemplaire(s) = €
 + Frais de port Etranger : 8,00 € xexemplaire(s) = €



Distorsions

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

1 200,00 € xexemplaire(s) = €



Caducée : réservée aux audioprothésistes. Année d'obtention du diplôme..... €
 5,00 € = €

Soit un règlement total (exonéré de TVA) €

Nom Prénom

Société.....

Adresse

Code postal Ville

Tél Fax

E-mail.....

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



Veille Technique

Les innovations des industriels

— Oticon

Oticon révolutionne l'expérience auditive des utilisateurs avec Oticon Alta



La première solution auditive permettant à chacun d'identifier le son qui lui convient le mieux pour retrouver une audition à son goût !



Choisir ses préférences sonores de la même façon qu'un utilisateur le fait avec un opticien, lorsqu'il se décide pour une couleur de verre, telle est la possibilité offerte par les nouvelles aides auditives Oticon Alta. Grâce à sa technologie unique et ses fonctionnalités avancées, les personnes souffrant d'une perte auditive ont enfin la possibilité de se réapproprier leur monde sonore en choisissant, avec votre aide, le son avec lequel ils se sentiront le plus à l'aise. Bien plus, la nouvelle famille d'aides auditives Premium, Oticon Alta, élève la compréhension de la parole dans le bruit à un niveau bien supérieur, tout en réduisant en même temps l'effort d'écoute.

Une gamme qui permet de se réapproprier ses « goûts sonores » !

Comme la plupart des personnes, les malentendants ont chacun des « goûts sonores » qui sont plus adaptés à leur ressenti. La nouvelle solution Oticon Alta met ainsi en avant la nature très subjective de la perte auditive, introduisant une nouvelle façon de prendre en considération le potentiel auditif de chaque personne. Les technologies sonores uniques d'Alta vous permettent de prendre en compte les attentes et exigences personnelles des patients pour délivrer une expérience sonore toujours plus individuelle. Cette évolution est rendue possible notamment par la puissance de la nouvelle plateforme de traitement du signal appelée INIUM.

Cette nouvelle puce permet d'améliorer la compréhension de la parole dans le bruit en limitant l'effort d'écoute tout en délivrant une meilleure qualité sonore.



« L'expérience sonore d'un individu est aussi unique qu'une empreinte digitale », dit Eric Bougerolles Responsable Audiologie d'Oticon France. « Avec le processus de personnalisation unique d'Alta, vous pouvez gérer les nombreux facteurs qui ont une incidence sur la sensation sonore, le traitement de l'information, et les préférences sonores de chaque client. »



Alta intègre des fonctionnalités et une technologie Premium

Petit et discret, Oticon Alta est bâti sur la puissante plateforme de traitement du signal INIUM. Les capacités étendues d'INIUM optimisent l'échange d'informations sonore entre les deux oreilles pour vivre une expérience sonore plus naturelle et plus précise.

Ce traitement binaural sans fil contribue à réduire l'effort d'écoute en fournissant un signal acoustique naturel. Ainsi les utilisateurs d'Alta peuvent identifier plus facilement d'où les sons proviennent et se concentrer sur les sons prioritaires dans les environnements sonores complexes.



« Notre but est d'améliorer la capacité des patients à agir dans des situations d'écoute difficiles, en dépensant moins d'énergie pour qu'ils puissent rester actifs tout au long de la journée » explique Eric Bougerolles.

La puissance incroyable d'INIUM permet de proposer de nombreuses fonctionnalités avancées et extrêmement perfectionnées :



- Alta dispose de 5 nouveaux modes de directivité pour répondre encore plus précisément aux besoins et aux préférences de chacun. Pour chaque situation rencontrée, l'intelligence artificielle d'Alta sélectionnera la directivité la plus appropriée pour permettre à l'utilisateur de se concentrer facilement sur le signal qui l'intéresse et ainsi économiser l'énergie mentale dont il a besoin pour rester actif.
- La fonctionnalité Speech Guard E d'Alta préserve plus de signaux de parole (en particulier le début et la fin des mots et des phonèmes) pour une meilleure performance dans les situations d'écoute difficiles et en particulier en présence de plusieurs interlocuteurs où il est important de séparer les voix les unes des autres et de les isoler du bruit de fond.
- Le nouveau système Feedback Shield est un triple anti larsen qui associe en un seul système les meilleures approches connues à ce jour pour prévenir et supprimer dans toutes les situations les sifflements sans jamais dégrader la qualité sonore.
- Alta est dotée d'une meilleure spatialisation des sons avec Spatial Sound Premium : une version personnalisable de la fonctionnalité qui fait la spécificité du traitement de signal Oticon.



- Enfin, Alta bénéficie d'un niveau de personnalisation supplémentaire, grâce au tableau de bord 'YouMatic' vous permet de personnaliser le traitement de signal des aides auditives non seulement en fonction des capacités cognitives de l'utilisateur mais également en fonction de ses 'goûts sonores'.

Une gamme très large pour répondre à tous les besoins !

Alta propose toutes les formes de coques allant du plus petit intra-auriculaire, au plus puissant contour. Parmi les nouveautés, la gamme Alta mini RITE et RITE est dotée de nouveaux écouteurs appelés mini Fit conçus pour offrir le plus parfait équilibre entre la taille, la forme et

la plage d'adaptation, ce qui rend les aides auditives Alta encore plus discrètes, agréables à porter et faciles à personnaliser.

Enfin, Oticon Alta est compatible avec la gamme d'accessoires ConnectLine. En connectant le Streamer Pro, les utilisateurs d'Alta peuvent aussi communiquer facilement et sans fil vers les téléphones de bureau, les téléphones portables, la TV et autres lecteurs vidéo. Avec la gamme ConnectLine, les utilisateurs profitent simplement et efficacement de toutes les sources sonores du quotidien, tels les systèmes de communication moderne type chats et streaming.

Pour plus d'informations sur la nouveauté Premium Oticon Alta, rendez-vous sur www.oticon.fr ou sur la page www.facebook.com/OticonFrance.





Oticon eCaps Pro :
un nouvel outil pour vous accompagner au quotidien !

Oticon eCaps Pro

Pourquoi utiliser eCaps Pro ?

La prise en charge d'un patient est généralement complexe : elle ne se limite pas à une simple lecture d'un audiogramme mais vous amène à considérer votre patient comme un tout dans sa globalité.

Ainsi, lors de vos rendez-vous, il est logique que vous utilisiez, outre la technique et le matériel, votre savoir-faire et vos compétences en matière d'écoute des clients.



Comment eCaps Pro peut-il vous assister ?

eCaps Pro a pour objectif de vous aider et de vous accompagner dans votre quotidien lors d'un appareillage.

Chaque thématique traitée dans eCaps Pro est conçue sur la base de recherches comportementales et sociologiques et sur les analyses de retour de satisfaction menées par Oticon depuis de nombreuses années.

Nous avons constaté que les attentes des clients ont évolué : ils désirent aujourd'hui des réponses précises sur l'origine de leur perte auditive, des solutions immédiates et une écoute constante de la part de leur audioprothésiste qui devra leur répondre d'une manière simple, rassurante et complète.

Grâce aux animations et aux visuels pédagogiques proposés par eCaps Pro, vous trouverez les outils nécessaires pour répondre aux attentes et aux questions de vos clients.

Une approche personnalisée

Chaque client est différent - Oticon a établi 4 groupes de clients sur la base de leurs attentes et de leurs besoins particuliers :

- les premiers utilisateurs,
- les utilisateurs expérimentés,
- les utilisateurs de Power,
- et les enfants.

eCaps Pro, fondé sur cette segmentation, permet d'utiliser les outils les plus ciblés pour chacun de ces groupes et de répondre concrètement à leurs questions et attentes.



Venez découvrir eCaps Pro

Oticon vous propose 3 formules pour vous procurer rapidement ce nouvel outil et apprendre à l'utiliser :

- Participer à des sessions de formations dédiées dans le CAMPUS OTICON.
- Se former lors d'une session de formation dédiée avec votre Responsable régional Oticon.
- S'équiper directement d'eCaps Pro.

Pour plus d'informations sur eCaps Pro, connectez-vous sur : www.oticon.fr/ecaps ou contactez notre service commercial au 01 41 88 01 50.



Entendre « dans les coins » avec ZoomControl

Introduction

Les systèmes directionnels traditionnels supposent que l'utilisateur de l'aide auditive soit en face de son interlocuteur et le regarde. Ceci est dû au fait que les technologies de double-microphone actuelles ne permettent de réaliser qu'un nombre limité de caractéristiques directionnelles. Avec ZoomControl, Phonak présente une solution à ce problème. Grâce au transfert de données audio entre deux aides auditives, il est désormais possible de créer des caractéristiques directionnelles qui étaient jusque-là irréalisables. C'est ainsi que même des signaux utiles ne provenant pas de l'avant peuvent être renforcés. Ces orientations directionnelles sont désormais pilotables par le patient à l'aide de boutons poussoirs ou d'une télécommande. Une fonction automatique d'orientation est également disponible, elle se nomme alors auto ZoomControl.

Caractéristiques directionnelles du double-microphone et limites

Avec deux microphones, il est possible de produire des caractéristiques directionnelles parfaitement définies par une sommation différentielle, c'est-à-dire que le signal du microphone arrière est retardé en phase et atténué d'un certain facteur par rapport au signal du microphone frontal. La direction de sensibilité maximale peut être déterminée en traçant une ligne passant par leurs deux entrées. Dans le cas d'une aide auditive, elle est à l'avant ou à l'arrière ou, pour exprimer cela différemment, à des azimut de 0° ou 180°. On peut ainsi passer en douceur sur les différentes configurations de courbes polaires (omnidirectionnel, cardioïde, etc.) Bien que les systèmes de double-microphone fonctionnent très bien en pratique, ils ont aussi certaines limites. Dans la configuration décrite, seules des courbes polaires focalisées vers l'avant ou vers l'arrière sont réalisables. Il est impossible

de privilégier une direction vers la gauche ou vers la droite c'est-à-dire à 90° ou 270° d'azimut. Une telle focalisation ne peut s'obtenir qu'en positionnant les deux microphones côte à côte, comme indiqué sur la **figure 1**.

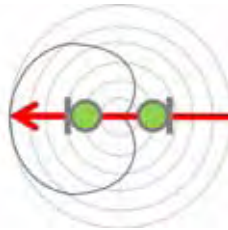


Figure 1 : Une caractéristique de microphone avec une directivité orientée vers 90° ou 270° (flèche) n'est réalisable qu'en positionnant les microphones côte à côte.

Développement de ZoomControl

Le développement de ZoomControl dans les aides auditives Phonak a représenté une nouvelle étape dans les systèmes de multi-microphones. Pour la première fois, un utilisateur d'aides auditives pouvait choisir de focaliser son audition dans une direction autre que frontale. ZoomControl applique les principes du double-microphone déjà discutés, mais avec la possibilité de se focaliser également vers la droite ou vers la gauche. Quand le faisceau d'un double-microphone doit être orienté vers la droite ou vers la gauche, le positionnement des microphones doit être modifié en les plaçant en parallèle et non en série. Ceci est théoriquement possible dans un appareillage binaural, car les microphones de l'ensemble des deux appareils pourraient être utilisés pour obtenir cette configuration. Il ne reste plus qu'à relier ces microphones, ce qui est réalisé grâce à la Technologie Binaurale VoiceStream® de Phonak qui utilise un réseau Hi-BAN (Hearing Instrument Body Area Network). Si le faisceau doit être orienté vers la droite, le microphone frontal de l'appareil droit peut jouer le rôle du microphone frontal de l'appareil gauche et le microphone frontal de l'appareil gauche peut jouer le rôle du microphone arrière. Mais ce n'est pas tout à fait aussi simple car, en pratique, l'effet d'ombre de la tête peut être tel qu'il n'y a pas de signal utilisable du côté controlatéral pour réaliser le processus directionnel. Une approche sensiblement différente a donc été adoptée avec ZoomControl pour obtenir une focalisation latérale efficace.

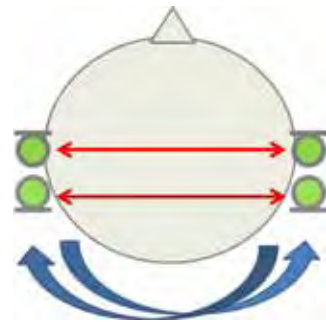


Figure 2 : microphones placés en parallèle.

Si l'utilisateur décide d'utiliser ZoomControl et d'orienter sa focalisation vers la droite, plusieurs événements se produisent simultanément. Le microphone de gauche est atténué afin de ne pas prélever le signal présent à gauche, tandis que le microphone de l'aide auditive droite adopte un réglage assurant la meilleure perception possible des signaux venant de la droite. Les signaux prélevés par l'aide auditive droite sont transmis sans fil, en temps réel, dans l'appareil gauche où ils sont amplifiés avec le modèle de gain requis à gauche. Par conséquent, l'utilisateur entend les signaux optimisés venant de la droite dans les deux oreilles, à un niveau approprié. L'effet est remarquable : l'utilisateur bénéficie d'une focalisation comparable à ce qu'il aurait avec un système directionnel traditionnel, mais elle est orientée du côté choisi. ZoomControl est un programme indépendant, activé par le bouton poussoir ou par une télécommande (**Fig. 3**).



Figure 3 : Fonction ZoomControl pilotable par la télécommande MyPilot



Auto ZoomControl

Lors de la mise en place du programme manuel ZoomControl, une position automatique est disponible dans les options de programmes (Fig. 4). Auto ZoomControl va alors sélectionner automatiquement la direction dans laquelle la voix de l'orateur est dominante. La direction de captation s'adapte ainsi automatiquement quand la position de cet orateur change.



Figure 4 : Directions par défaut disponibles pour le programme ZoomControl

Une étude a été menée pour mettre en évidence l'apport du mode auto ZoomControl par rapport au ZoomControl manuel. Vingt sujets adultes atteints de pertes auditives légères à moyennes y ont participé. Tous étaient des utilisateurs expérimentés d'aides auditives. Les sujets ont été appareillés avec les aides auditives Ambra microM programmées avec un programme ZoomControl manuel et un programme auto ZoomControl. La fiabilité de la commutation automatique a été testée en vérifiant si elle se comportait de la même façon que la commutation manuelle. Les aides auditives ont été adaptées sur la base des calculs initiaux de Phonak Target. L'équilibre de sonie entre les aides auditives et les tests anti-larsen ont été effectués. Le test de phrases adaptatif d'Oldenbourg (OLSA) a été utilisé dans cette étude. Il détermine le seuil de reconnaissance vocale (SRV : RSB pour 50% d'intelligibilité) de phrases de cinq mots. Les signaux vocaux étaient présentés du côté droit ou de l'arrière, à la hauteur tête et à une distance de 1m du sujet (Nyffeler, 2009). La conduite d'une voiture a été simulée par un ensemble de haut-parleurs délivrant un niveau de bruit constant, selon la méthode adaptative standardisée (Wagner et al., 1999). Le signal vocal adaptatif a été présenté de façon aléatoire du côté droit ou de l'arrière (Nyffeler, 2009). Pour simuler une véritable situation en voiture, avec une vitre ouverte (accentuation des aigus) d'un côté et un signal vocal dans un bruit de moteur (accentuation des graves) de l'autre côté, deux sources de bruit différentes ont été utilisées dans le test OLSA avec une sommation de niveaux de 50dB.

Les haut-parleurs à 30° et 150° simulaient le bruit du moteur avec une sommation de niveaux de 55dB. Le signal vocal était présenté de la droite, à 90° pour simuler un passager assis à l'avant ou de l'arrière à 180° pour simuler un passager assis à l'arrière (Fig. 5).

Résultats

L'intelligibilité vocale a été mesurée avec le test OLSA et un RSB constant. Les résultats obtenus avec auto ZoomControl à -10dB de RSB n'étaient pas significativement différents des scores d'intelligibilité vocale obtenus avec les réglages manuels de ZoomControl, dans la situation auditive où le sujet testé était en voiture avec des passagers, le signal vocal étant présenté du côté droit (siège passager avant). Le ZoomControl commutait donc de façon sûre vers le signal souhaité, permettant d'améliorer l'intelligibilité vocale dans le bruit (Fig. 6).

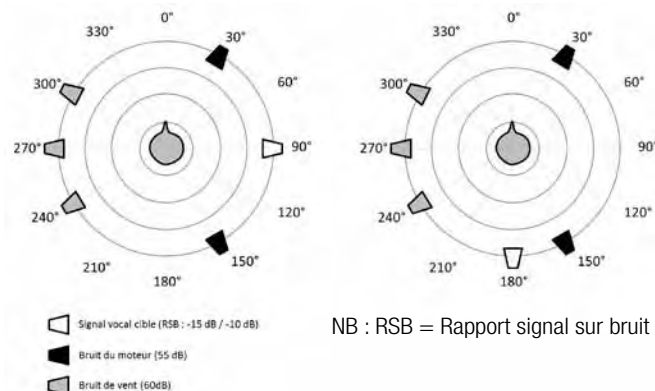
Des résultats comparables ont été obtenus avec -15dB de RSB. La commutation était fiable et la différence avec le réglage manuel non significative. On peut donc en

conclure que la fiabilité de la commutation automatique est acquise pour auto ZoomControl car il atteint d'aussi bons scores que le réglage manuel de ZoomControl. Les résultats obtenus avec les signaux venant de l'arrière étaient comparables pour les deux RSB, -10dB et -15dB, indiquant que la sélection automatique de la focalisation arrière était fiable.

Conclusion

Avec ZoomControl et Auto ZoomControl, Phonak permet aux utilisateurs d'aides auditives de sélectionner confortablement un programme qui va soit s'adapter automatiquement, soit laisser la liberté de choisir la directivité des microphones. L'étude présentée démontre que la commutation automatique d'auto ZoomControl est aussi fiable qu'une manipulation manuelle de ZoomControl, même avec des RSB négatifs.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr/rubrique_etudes :
- Phonak Background Story, 2007, ZoomControl
- Phonak Field Study News, 2010, auto ZoomControl, Focalisation automatique sur les signaux vocaux utiles



NB : RSB = Rapport signal sur bruit

Figure 5 : Positions des haut-parleurs de bruit et signaux vocaux afin de reproduire une discussion dans une voiture.

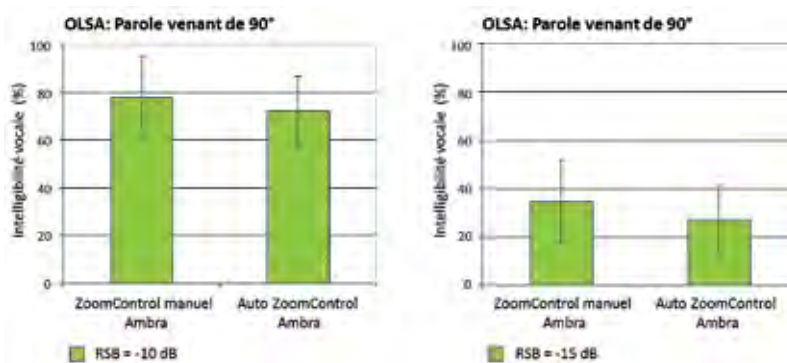


Figure 6 : Pourcentages d'intelligibilité obtenus avec ZoomControl manuel et auto ZoomControl dans des situations de -10dB de RSB et -15dB de RSB.



Siemens

Siemens lance Aquaris micon, l'aide auditive la plus résistante qui vient compléter la gamme micon actuellement disponible. Découvrez ici les nouvelles caractéristiques d'Aquaris micon.

micon

Aquaris est équipé de micon, la nouvelle dimension

- **48 canaux** de gain et de traitement de signal sur 20 canaux de réglage (7mi) pour une plus grande précision d'analyse et de traitement de signal.
- **Bande passante élargie à 12 kHz** pour une restitution plus naturelle de la parole et de l'environnement sonore.
- **Émergence Directionnelle de Parole (EDP)**, le premier débruiteur sachant repérer et réduire la parole gênante.
- **Audiométrie InSituGram**, tient compte de l'adaptation réelle de l'appareil (aération, déformation de l'amplification naturelle du conduit, etc.).
- **Double compression** avec les 2 CK et 2 CR accessibles et réglage indépendant des gains des trois niveaux d'entrée, faible, moyen et fort.
- **Compression adaptative**, constantes de temps lentes ou rapides selon les variations d'intensité du signal, garan-

tissant intelligibilité et confort d'écoute.

- **Compression fréquentielle**, restaure l'audibilité de fréquences inaudibles en les comprimant dans une zone fréquentielle audible, pour les patients souffrant de zones mortes cochléaires.
- **Double anti-Larsen** : détection du Larsen parallèle et simultanée sur les 2 micros et élimination du Larsen par double opposition de phase et décalage de fréquence plus précis. Fonctionnalité adaptative.
- **Générateur de bruit** pour les patients acouphéniques ou hyperacousiques.
- **Acclimatation automatique et Learning** qui permettent une adaptation progressive du gain de l'appareil dans le temps et une personnalisation de l'habitation.
- **Égaliseur automatique** : adaptation automatique de la courbe de réponse en fonction de l'environnement détecté.
- **micon-Fit**, logiciel de réglage sur Connexx, pour une acceptation spontanée.

Aquaris le contour puissant de la gamme micon

Aquaris micon est le contour puissant de la gamme micon, en complément des appareils micon déjà disponibles : le mini contour Siemens Life micon™, le RIC rechargeable Pure micon™ et le micro-RIC pile 10 Ace micon™.



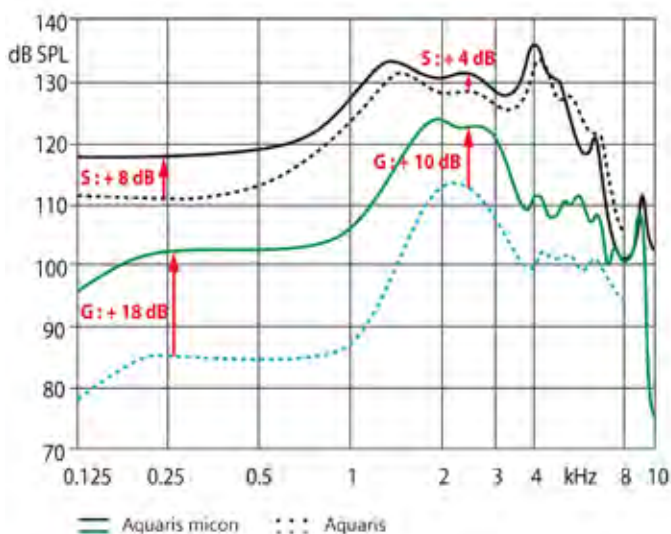
Le nouvel Aquaris offre aujourd'hui 10 dB de gain supplémentaires ainsi qu'un niveau de sortie accru par rapport à l'Aquaris de 1^{ère} génération.

Voyez ci-dessous les courbes de réponses Aquaris micon -vs- Aquaris 1^{ère} génération (Figures 1 et 2).

Aquaris, le contour d'oreille robuste certifié IP68

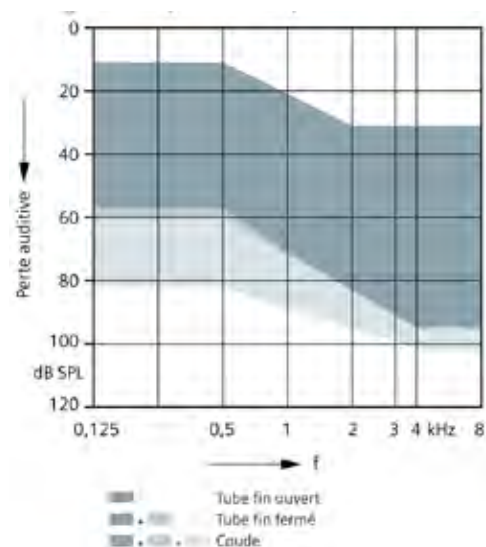
Le nouvel Aquaris conserve la philosophie de la 1^{ère} génération, en offrant un appareil extrêmement résistant et étanche.

Figure 1 : Comparaison des courbes Aquaris micon -vs- Aquaris



+ 10 dB de gain !

Figure 2 : Plage d'adaptation Aquaris micon



Valeurs : Tube fin : 58/125 dB - Coude : 74/136 dB

Encore plus puissant !



En effet, Aquaris est la seule aide auditive du marché à être certifiée par la norme internationale IP68

IP : International / Ingress Protection*

Le code IP est une norme internationale reconnue par la CEI (Commission Électronique Internationale) qui correspond aux degrés de protection procurés par les enveloppes des matériels électriques dont la tension est inférieure ou égale à 72,5 KiloVolts.

- **6** : Protection contre les liquides, et en cas d'immersion complète et prolongée **sous 1 mètre d'eau pendant 1 heure.**
- **8** : Protection contre le contact et la pénétration de corps étrangers (type poussière) pour une sécurité maximum et une qualité certifiée.

* Protection d'entrée

Fiabilité optimisée

Aquaris est la solution idéale pour vos patients qui aiment passer du temps à l'extérieur. Le contour d'oreille puissant et ultra robuste de Siemens résiste à toutes les activités. Pour proposer une aide auditive encore plus fiable, les chercheurs Siemens ont revu le design du tiroir pile et sa membrane.

Son boîtier et son tiroir pile sont parfaitement hermétiques, empêchant toute infiltration d'eau. La membrane acoustique spéciale, développée par Gore, apporte au microphone une protection maximale. L'Évent GORE™ Acoustic Vent, membrane haute performance intégrée au microphone, le protège de toute intrusion d'eau ou de particules, tout en assurant une qualité sonore absolue.

La membrane acoustique haute performance préserve la qualité sonore du microphone tout en le protégeant de l'eau et des particules de poussière. (Figure 3)



Évents GORE™ Acoustic Vents pour la protection des microphones *

*GORE, marques, images et symboles sont des trademarks de W. L. Gore & Associates

Figure 3 : L'étanchéité d'Aquaris en 5 points

Boîtier monobloc Fabriqué en une seule pièce, sans vis, ni ouverture.	Membrane waterproof* pour les échanges d'air La nouvelle membrane, plus large, empêche l'eau de s'introduire tout en laissant la pile respirer. Elle permet à Aquaris de fonctionner correctement avec des piles zinc-air standards.	Tiroir pile scellé Joint silicone et forte pression de contact pour éviter tout effet de capillarité. Le nouveau tiroir pile empêche tout contact direct avec la membrane lors de l'ouverture de ce dernier.	Cache-membrane microphonique Protège la membrane microphonique et réduit les bruits tels que le vent ou le bruissement des cheveux	Protection écouteur Protection écouteur nanocoatée. Une grille de nanoprotection dans le pas-de-vis stoppe l'eau.



Boîtier interchangeable pour changement de couleur en laboratoire : Reflet argent, Aqua, Gris galet, Gris rocher et Sable.



Caractéristiques Aquaris micon

Pile 13
Tube fin : 58/125 dB
Coude : 74/136 dB
Certifié IP68
Bande passante élargie à 12 kHz (7mi)
Générateur de bruit (anti-acouphènes)
e2e wireless™ 2.0
Bobine téléphonique via miniTek™
Marche/arrêt tiroir pile
Boîtier ultra robuste
SecureFit
Traitement de surface type gomme
Deux niveaux de performance : 7mi et 5mi

Aquaris est également compatible avec la technologie Bluetooth pour offrir à vos patients une expérience auditive enrichie.

Aquaris est compatible avec les télécommandes Tek™ et miniTek™ qui permettent une connexion sans fil aux appareils audio tels que le téléphone portable, le lecteur MP3, ...



Tek et miniTek

Accessoires et compatibilité Bluetooth

Pour encore plus de protection, des accessoires spécialement conçus pour accompagner Aquaris peuvent également être proposés en option : Aquapac et SportClip.



Aquapac



SportClip

Le Sport Clip™, facile à fixer, garantit un maintien sûr d'Aquaris dans toutes les situations.

Aquapac™ est l'étui idéal où ranger les appareils électroniques (télécommandes, MP3) car il garantit une protection optimale contre l'eau.

Le microphone VoiceLink™ se connecte à miniTek et permet à l'utilisateur de suivre des conférences.

VoiceLink peut également être fixé sur la chemise de l'orateur pour une transmission optimale de la parole.



VoiceLink

ePen™ et Propocket™ contrôlent les aides auditives en toute discrétion. La télécommande ePen a été élue meilleur design 2010.



ePen et ProcPocket



Starkey La prescription de SPECTRAL IQ*

Spectral iQ est un algorithme d'abaissement fréquentiel destiné aux personnes atteintes de surdité avec une pente sévère ou profonde dans les fréquences aiguës. Cette nouvelle approche d'abaissement fréquentiel est techniquement qualifiée de «déformation de l'enveloppe spectrale» (Spectral Envelope Warping, SEW) (Fitz et al., 2009). L'algorithme SEW détecte dans les zones fréquentielles aiguës les crêtes d'énergie permettant d'identifier les informations vocales des hautes fréquences telles que /s/ et /t/. Cet algorithme analyse les caractéristiques acoustiques dans les hautes fréquences et les reproduit à une fréquence plus basse identifiée comme dans la zone d'audibilité du patient. La zone source d'analyse et la zone cible de duplication du nouvel indice vocal avec le gain appliqué sont toutes deux prescrites par le logiciel de programmation Inspire .

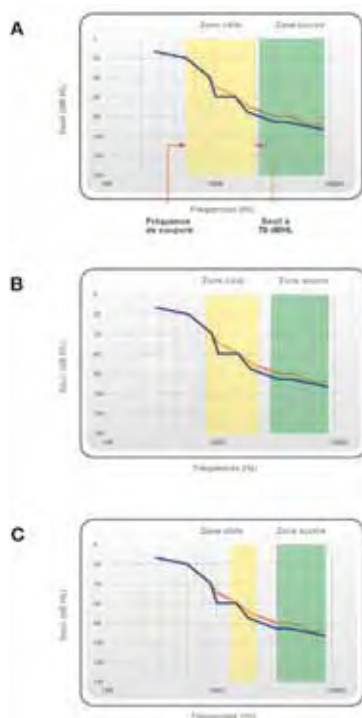


Figure 1. Illustration de trois prescriptions de Spectral iQ avec différents réglages de largeur de bande. L'audiogramme de chaque graphique représente un patient éligible à Spectral iQ. La couleur verte montre la zone source d'analyse et la couleur jaune la zone cible. Les graphiques A, B et C sont des illustrations de réglages de largeur de bande Maximum, Intermédiaire et Minimum.

* Spectral iQ est une marque Starkey

Peuvent prétendre à Spectral iQ les patients qui remplissent les critères audiométriques suivants :

- Tous les seuils inférieurs à 1 000 Hz doivent être supérieurs ou égaux à 55 dBHL.
- La pente de la surdité dans les fréquences aigu es doit être supérieure ou égale à 25 dBHL par octave.
- Un seul seuil compris entre 1 000 Hz et 3 000 Hz doit être inférieur ou égal à 55 dBHL.
- Tous les seuils compris entre 4 000 Hz et 8 000 Hz doivent être inférieurs ou égaux à 55 dBHL.

Spectral iQ s'active automatiquement pour les patients qui satisfont ces critères. Avec Spectral iQ, Inspire offre deux options de réglages : largeur de bande et gain.

La prescription de Spectral iQ dépend du profil audiométrique de chaque patient : les paramètres de l'algorithme sont prescrits au cas par cas.

La **Figure 1** montre différents paramètres concernés par les ajustements de la largeur de bande. Deux marqueurs audiométriques (**Figure 1, graphique A, flèches rouges**) définissent les limites de fréquence supérieure et inférieure à l'intérieur desquelles sept zones cibles (**Figure 1, en jaune**) sont identifiées.

Chaque zone cible correspond à un réglage de largeur de bande dans Inspire. Une zone cible est une plage fréquentielle à l'intérieur de laquelle se trouvent les indices vocaux à dupliquer dans une zone fréquentielle plus basse. La limite de fréquence la plus basse d'une zone cible

est nommée fréquence de coupure : ce marqueur audiométrique est la fréquence la plus basse à partir de laquelle débute la pente audiométrique par octave de 20 dB. Dans le cas d'audiogrammes n'excédant pas cette pente, la fréquence la plus basse à partir de laquelle débute la pente audiométrique sera définie comme la fréquence de coupure. La fréquence la plus haute d'une zone cible est limitée à 70 dBHL : la fréquence exacte de ce seuil à 70 dBHL est déterminée par interpolation linéaire entre les fréquences audiométriques mesurées. L'augmentation de la largeur de bande (plus de sensibilité) génère des zones cibles plus proches de la limite basse fréquence ou fréquence de coupure ; la réduction de la largeur de bande (moins de sensibilité) génère des zones cibles plus proches de la limite haute, fréquence limitée à 70 dBHL.

L'ensemble des graphiques de la Figure 1 illustre l'audiogramme d'un patient : la zone source d'analyse est indiquée en vert et la zone cible en jaune.

Sur le graphique A, la largeur de bande prescrite présente des paramètres de réglages agressifs. La zone source d'analyse couvre une vaste plage de hautes fréquences, avec une zone cible comprise entre 500 Hz et 2 000 Hz. Le graphique A pourrait correspondre à un réglage de largeur de bande de 6 ou 7.

Le graphique B représente un réglage intermédiaire. La zone source d'analyse reste inchangée, tandis que la zone cible est plus étroite en fréquence.

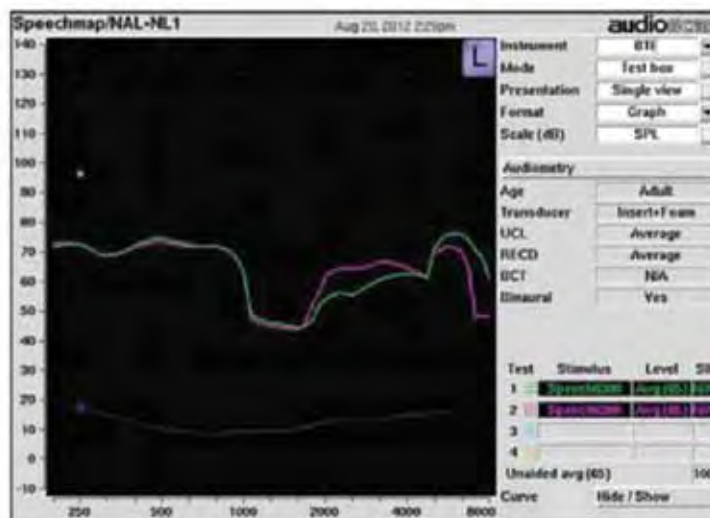


Figure 2. Deux réponses in situ appareillées (dB SPL) comme composante de la fréquence (Hz). Le stimulus de mesure (inclus dans l'Audioscan Verifit)  tait un échantillon d'informations de hautes fréquences avec un filtre passe-bande et une fréquence centrale de 6 300 Hz. La réponse verte montre Spectral IQ désactivé et la réponse magenta Spectral IQ activé.



Le graphique C illustre des réglages modérés. La zone source d'analyse a augmenté en fréquence, en se focalisant uniquement sur les informations dans les très hautes fréquences, tandis que la zone cible est plus réduite et s'est élargie en fréquence.

Le gain de Spectral iQ fait référence au gain appliqué à l'indice vocal dupliqué. Cette valeur dépend du gain prescrit dans la zone cible. Par exemple, si la zone cible varie de 1 000 Hz à 3 000 Hz et que le gain appliqué à cette plage est de 20 dB, un réglage de 3 dB obligera Spectral iQ à générer de nouveaux indices culminant à 23 dB dans la zone cible.

La zone source (**Figure 1, en vert**) évolue conformément aux prescriptions. Avec des réglages moins agressifs, elle se borne aux fréquences aiguës alors qu'avec des réglages plus agressifs, elle couvre des fréquences plus graves.

Spectral IQ : testé et approuvé

Lors de l'adaptation d'aides auditives, la pratique clinique courante consiste à mesurer le niveau de sortie des aides auditives dans l'oreille du patient. Ce système de mesure de l'oreille réelle permet de vérifier les niveaux sonores de l'aide auditive et de les comparer au seuil audiométrique du patient ainsi qu'à la cible. Parce que Spectral iQ capture et duplique instantanément les indices vocaux haute fréquence, le niveau sonore moyen habituellement calculé par chaînes de mesure in-vivo fournissent une représentation erronée. Toutefois, la mesure de l'oreille réelle peut renseigner sur l'activité de Spectral iQ. En comparant les résultats avec et sans Spectral iQ, on observe un niveau sonore plus élevé dans la zone cible dès lors que Spectral iQ est activé.

La **Figure 2** montre les réponses in situ

appareillées mesurées par un Audioscan Verifit et un échantillon vocal avec un filtre passe-bande réglé sur 6 300 Hz.

La réponse verte montre Spectral IQ désactivé et la réponse magenta Spectral IQ activé. Cette différence entre 2 000 et 4 000 Hz atteste clairement de l'abaissement fréquentiel opéré par Spectral iQ.

Cependant, il convient de noter que la différence mesurée entre les courbes oreille réelle pondérées dans le temps et la réaction instantanée de Spectral iQ à l'audiogramme ne présument pas du bénéfice escompté. Le stimulus présenté par Spectral iQ sera pondéré dans le temps et atténué lors des mesures de l'oreille réelle, ce qui signifie que des mesures légèrement différentes peuvent se traduire par une amélioration significative de la qualité et de l'audibilité pour les patients.

Le processus de validation recommandé pour Spectral iQ fait appel à des informations vocales de hautes fréquences. Cet algorithme développé dans notre centre de recherche en audiologie clinique de Minneapolis (MN) propose de soumettre le patient au «S test» initialement décrit par Robinson, Baer et Moore (2007), il permet de renseigner sur sa capacité à détecter des indices vocaux présents dans les hautes fréquences. Le «S test» est un exercice de détection des pluriels dans la langue anglaise qui permet d'évaluer la présence ou l'absence des consonnes finales /s/ et /z/. Le test des pluriels de l'Université de Western Ontario (Glista & Scollie, 2012) est un autre corpus de tests standardisés et consignés.

Afin de valider les réglages de Spectral iQ et pour prendre en compte l'usage de la langue française et proposer un test compatible avec l'évaluation des capacités d'identification des indices vocaux hautes fréquences, nous proposons l'utilisation des listes de mots issues du test d'identification par paires nominales DRT de Peckels et Rossi et adapté à la

langue française par Beraha et Fontanez. Les listes jointes à la fin de ce document, peuvent être utilisées dans le cadre d'un test de performance d'identification phonétique.

Références

Fitz, K., Edwards, B., & Baskent, D. (2009). U.S. Patent Application. 20090226016. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Robinson, J.D., Baer, T., & Moore, B.C. (2007). Using transposition to improve consonant discrimination and detection for listeners with severe highfrequency hearing loss. *International Journal of Audiology*, 46, 293-308. «S-test».

Peckels et Rossi. «Le test de diagnostic par paires minimales» (1975) adaptation à la langue française du «Diagnostic Rhyme Test» de W.D. Voiers (1973) évaluation de la qualité d'une parole synthétique.

Beraha et Fontanez. «Le test d'identification phonémique par paires minimales» (1977) adaptation à la langue française du «Test de diagnostic par paires minimales» de Peckels et Rossi (1975).

Test d'identification phonémique par paires minimales

Liste de mots avec phonèmes émergents pour valider l'abaissement fréquentiel
Instructions pour une validation orale
 Lorsque l'abaissement fréquentiel est désactivé, suivez les étapes suivantes :

1. Bouche dissimulée, prononcez un seul mot en parlant normalement.
2. Demandez au patient de répéter le mot.
3. Notez si la réponse est correcte ou incorrecte, en complétant une seule liste.
4. Calculez le score du patient (% de réponses correctes).

Lorsque l'abaissement fréquentiel est activé, utilisez une autre liste et répétez les étapes 1 à 4. Si la capacité du patient à détecter les indices phonétiques émergents ne s'améliore pas, augmentez la largeur de bande et le gain de Spectral iQ. Continuez ainsi jusqu'à ce que le patient parvienne à les détecter dans 50% des cas.

LISTE 1	SCORE	LISTE 2	SCORE	LISTE 3	SCORE
Cit	s	Suite	s	Jute	t
Sable	s	Passie	s	Patte	t
Sort	s	Sourd	s	Botte	t
Biche	ch	Ruche	ch	Pique	k
fache	ch	Châle	ch	Plique	k
Mouche	ch	Broche	ch	Loque	k
Fiche	f	Fulte	f	Épé	p
Farf	f	Farf	f	Pigr	p
Touffe	f	Fort	f	Râpe	p
Louche	l	Mouche	m	Soupe	p
TOTAL		TOTAL		TOTAL	

LISTE 4	SCORE	LISTE 5	SCORE	LISTE 6	SCORE
Suite	s	Grise	z	Jute	t
Passie	s	Bate	z	Patte	t
Sourd	s	Bouse	z	Botte	t
Ruche	ch	Chene	ch	Pique	k
Châle	ch	Cache	ch	Plique	k
Broche	ch	Choc	ch	Loque	k
Fulte	f	Grive	v	Épé	p
Farf	f	Cove	v	Pigr	p
Fort	f	Foule	f	Râpe	p
Mouche	m			Soupe	p
TOTAL		TOTAL		TOTAL	



Veille Technique

Les innovations des industriels

— Widex

Le son dont vous ne pouviez que rêver

Widex est fière de vous présenter DREAM, sa dernière gamme d'aides auditives, conçue sur une nouvelle plate-forme technologique révolutionnaire nommée TRUE-TIS, qui impose de nouvelles normes en termes de performance des aides auditives.

DREAM est disponible dès maintenant à la vente en 4 niveaux de performance : 440-330-220-110.

Découvrez ici les 3 principales bonnes raisons de choisir DREAM.

1. Plus de sons

La technologie True-Input élargit considérablement la gamme d'entrée et reproduit avec fidélité tous les sons entrant dans l'aide auditive, offrant ainsi aux utilisateurs une image sonore utile et plus large. Les sons reproduits par la technologie de WIDEX DREAM™ sont transparents, sans artéfact et permettent une expérience d'écoute très proche du réel.

2. Plus de mots

Les fonctionnalités de traitement telles que le système interaural de



mise en évidence de la parole, le locator HD et le système de compression de DREAM sont capables de sélectionner plus efficacement un réglage automatique optimal afin que la parole soit intelligible, même en environnement bruyant.

3. Plus personnel

Le lancement du DREAM coïncide avec celui d'un nouveau site internet personnalisé pour les malentendants : my.widex.com. Exclusif à Widex et conçu dans le seul et unique but d'aider les utilisateurs à profiter au mieux de leur appareillage, ce site contient toutes les informations dont ils ont besoin sur leurs aides auditives, y compris les

programmes et les fonctionnalités qu'ils utilisent, leur type de surdité, leur audiogramme personnel ainsi que des conseils et astuces.

Et ce n'est pas tout. DREAM est programmable avec le nouveau Compass GPS, plus intuitif et convivial. Ce dernier permet de choisir l'accoutumance sur mesure, le Zen personnel et la transposition fréquentielle sur mesure car chaque patient est unique.

Pour plus d'informations sur la nouvelle gamme d'aide auditive DREAM, consultez www.widexpro.fr.

Contact presse :

WIDEX France

GURRET Solène

Responsable marketing/communication
communication@widex.fr





4th International Workshop Clermont-Audiologie “Sensorineural hearing loss: toward genuine therapies”



**Clermont-Ferrand,
mardi 9 avril
(17h-19h30) & mercredi
10 avril 2013 (8h30-15h)**

**Hotel Kyriad Prestige -
amphithéâtre du CHU
Université d'Auvergne,
organisé par le Laboratoire de
Biophysique Neurosensorielle
Paul AVAN - Fabrice GIRAUDET
Laurent GILAIN - Thierry MOM**

Thèmes déroulés au cours des deux demies journées

- 1. Pistes de thérapie cellulaire et génique**
Les bases de physiologie et génétique moléculaires.
Les modèles animaux efficaces et leurs limites.
Les pré-requis pour une évolution préclinique.
- 2. Pistes de thérapie pharmacologique**
Choix des cibles et critères d'efficacité.
- 3. Pistes de thérapie par implants électriques**
Vers des codages plus fins :
verrous et apports des nouvelles technologies.
Cas d'autres organes : la rétine, le vestibule.
- 4. Pistes de thérapies cognitives (cas des acouphènes, des troubles centraux)**
Techniques de mise en oeuvre, résultats préliminaires.
- 5. Preuves d'efficacité**
Etat des lieux, verrous.
D'une catégorisation diagnostique plus ciblée à un contrôle par mesures objectives.

Intervenants

Dr. Béla BUKI, Krems Hospital, Austria
Prof Naïma DEGGOUJ, U.C. Louvain, Bruxelles, Belgique
Dr. Eric Le PAGE, OAEricle, Perth, Australia

Prof. Larry LUSTIG, University of California San Francisco, USA

Dr Aziz EL-AMRAOUI INSERM Unité 587, Institut Pasteur, Paris

Prof. Alexis BOZORG-GRAYELI, Service ORL, CHU de Dijon

Dr Pascal BARONE, CERCO, Toulouse

Dr Christian CHABBERT, INSERM, Sensorion, Montpellier & Nîmes

Prof. André CHAYS, Chef de Service ORL, CHU de Reims

Dr Marie-José ESTEVE FRAYSSE, Service ORL, CHU de Toulouse

Dr Michel TOUPET, Otoneurologue, Paris

Prof. Hung THAI-VAN, Service ORL, CHU de Lyon

Cette journée scientifique est ouverte à tous, inscription, pause et repas gratuits.

Pour agrémenter les échanges durant les discussions ouvertes, n'hésitez pas à venir avec vos réflexions, questions, exemples sur supports PPT.

Pour plus d'informations ou questions diverses, vous pouvez contacter Fabrice GIRAUDET (fabrice.giraudet@udamail.fr).

**Date limite d'inscription
22 mars 2013 auprès
de Fabrice GIRAUDET**



Colloque « Mieux aider le presbycousique à comprendre »

**Hôtel Alliance
Couvent des Minimes
17 quai du Wault
59000 Lille**

Organisé par la Fédération Nationale des Orthophonistes (FNO) et le Syndicat Régional des Orthophonistes du Nord - Pas-de-Calais.

Il y a urgence... pour les personnes atteintes de presbycousie !

La baisse de l'audition chez l'adulte n'est pas suffisamment prise en compte par la société. Elle est encore trop souvent négligée car réputée sans conséquence. Les professionnels de santé eux-mêmes n'y sont pas toujours assez sensibilisés. La situation actuelle ne peut plus durer.

Déroulé de la journée

Matin de 9h00 à 12h30

**Président de séance :
PR F. Puisieux**

9h00 - 9h25 : Nicole Denni-Krichel, présidente de la Fédération Nationale des Orthophonistes

9h25 - 9h30 : Mireille San Jullian, présidente du GRAPsanté

9h30 - 10h00 : Séverine Leusie, orthophoniste : Perception et système de traitement neuronal des informations perçues, auditives - STNIP A

10h00 - 10h30 : Laurent Vergnon, ORL, fondateur du GRAPsanté (Groupe de Recherche Alzheimer Presbycousie) : Audition et cognition, émotions, action et conscience

10h30 - 11h00 : Xavier Perrot, neurologue : Audition, musique et presbycousie

11h00 - 11h30 : Pause

11h30 - 12h00 : Jean-Marie Vétel, gériatre : Alzheimer et audition

12h00 - 12h30 : Jean-Louis Le Moigne, professeur émérite à Aix-Marseille Université : De l'audition à la compréhension. Complexité merveilleuse et pourtant intelligible.

12h30 - 14h00 Pause repas

Après-midi de 14h00 à 17h30

**Président de séance :
PR CH. Vincent**

14h00 - 14h30 : Jean-Marie Vétel, gériatre : Le Circuit de l'audition préconisé par le GRAPsanté

14h30 - 15h00 : Didier Bouccara, ORL : La presbycousie et le Circuit de l'audition préconisé par le GRAPsanté

15h00 - 15h30 : Christian Renard, audioprothésiste : L'audioprothèse et le Circuit de l'audition préconisé par le GRAPsanté

15h30 - 16h00 : Séverine Leusie & Françoise Garcia, orthophoniste : L'orthophonie et le Circuit de l'audition préconisé par le GRAPsanté

16h00 - 16h15 : Pause

16h15 - 17h15 : Table ronde : Perspectives d'avenir : Didier Bouccara, Nicole Denni-Krichel, Pascal Boulud, Séverine Leusie, François Puisieux, Xavier Perrot, Christian Renard, Jean-Marie Vétel, Christophe Vincent

17h15 : Nicole Denni-Krichel :

Conclusion : Faire de la Presbycousie une cause nationale

Renseignements

corine.ogla@wanadoo.fr

secrétariat du colloque :
sylvie.tripenne@orthoedition.com

Inscription à la journée de formation :
120 euros (repas compris)

Pour valider une inscription, une convention établie entre le Syndicat Régional des Orthophonistes du Nord - Pas-de-Calais et le stagiaire est obligatoire.

Vous pouvez la télécharger sur le site www.sronp.info à la rubrique « formations » et nous la retourner signée en double exemplaire avec le présent bulletin.

Cette formalité est indispensable pour valider votre inscription.

Les renseignements nécessaires à une prise en charge FIF-PL sont disponibles sur le site www.fifpl.fr





Un Master pour les orthophonistes ! Une juste reconnaissance !

Le ministère de l'Enseignement supérieur et de la Recherche et le ministère des Affaires sociales et de la Santé l'ont annoncé ce 25 janvier 2013 : La formation initiale des orthophonistes qui sera mise en place prochainement sera reconnue au grade Master !

Les propositions de l'Enseignement supérieur et de la Recherche pour une formation en 300 ECTS et 10 semestres, propositions issues des travaux menés depuis 2009 par l'ensemble des composantes de la profession ont enfin été gouvernement !

Cette reconnaissance au grade Master est l'aboutissement de l'engagement fort de toutes les composantes de la profession dans les travaux de réingénierie, une reconnaissance qui va lui permettre de poursuivre les évolutions nécessaires à son avenir et à maintenir la qualité des soins délivrés au patient !

La FNO se réjouit et se félicite de cette reconnaissance pour laquelle elle oeuvre depuis 2002 !

La Fédération Nationale des Orthophonistes salue la responsabilité du gouvernement, de la ministre de la Santé et de la ministre de l'Enseignement supérieur et de la Recherche qui ont su s'appuyer sur les éléments objectifs des travaux de réingénierie pour prendre leur décision.

La FNO tient avant tout à remercier tous les orthophonistes, professionnels acteurs de santé, qui l'ont soutenue depuis toutes ces années et sans qui, en l'absence d'un engagement personnel et collectif, une telle reconnaissance n'aurait pas été possible !

La FNO remercie en particulier ses adhérents qui, grâce à leur confiance, à leur adhésion à son projet, ont permis à tous leurs représentants nationaux et régionaux de pouvoir défendre depuis tant d'années ce dossier, inscrit comme majeur dans les orientations de notre organisation syndicale !

La FNO remercie toutes les personnes, toutes les associations de patients, tous les patients qui par leur intervention,

leur soutien ont permis d'influer sur les différents décideurs.

La FNO tient encore à remercier tous les élus, nationaux et régionaux, qui, depuis maintenant deux ans, l'ont assurée de leur soutien et sont intervenus pour faire aboutir une décision tant attendue !

- La FNO veillera maintenant à ce que la nouvelle formation des orthophonistes se mette correctement en place et que cette réforme soit une réussite !

- La FNO est dès aujourd'hui prête à travailler avec les ministères concernés et les centres de formation pour que cette réforme de la formation initiale des orthophonistes s'organise dans les meilleures conditions, pour les étudiants et pour les orthophonistes, salariés et libéraux.

Plus d'informations sur www.fno.fr
Fédération Nationale des Orthophonistes
145, Bd de Magenta - 75010 PARIS
Tél. 01 40 35 63 75 - Fax. 01 40 37 41 42
fno@wanadoo.fr



16^{ème} journée d'étude de l'association AIRDAME L'implant cochléaire : avancées, enjeux et perspectives

**Hôpital Pitié-Salpêtrière,
Amphithéâtre d'Anesthésie
Pavillon de l'enfant et de
l'adolescent.**

**47-83, Boulevard de
l'Hôpital - 75013 Paris**

**Modérateur : Pr Vincent Couloignier,
Hôpital Necker, AP-HP, Paris**

8h45 : Accueil des participants.

9H00 : Dépistage néo-natal systématique de la surdité : état des lieux.

Annie Dumont, Orthophoniste et
Dr Nathalie Noël-Petroff,
Hôpital Robert Debré, Paris.

9h30 : Implantation cochléaire bilatérale chez l'enfant.

Pr Vincent Couloignier, Hôpital Necker,
Paris.

10h : Le suivi psychologique
des adolescents implantés cochléaires.

Caroline Rebichon, Psychologue,
Hôpital Trousseau, Paris.

10h30 : Pause

11h : Implantation cochléaire chez
les adolescents et les jeunes adultes :
évaluation et rééducation.

Annie Dumont, Orthophoniste, Paris.

11h45 : A propos de la prise en charge
post implant cochléaire des patients
adultes d'origine étrangère.

Catherine Courier, Orthophoniste,
Service ORL du CHU de Nancy.

12h15 : Table ronde

13h : Déjeuner

**Modérateur : Pr Olivier Sterkers,
Hôpital Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Paris.**

14h : L'implantation cochléaire
chez le sujet âgé. Dr Isabelle Mosnier,
Hôpital Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Paris.

14h30 : La lecture labiale et l'intégration

audiovisuelle chez les enfants
et les adultes.

Pr Naïma Deggouj, Cliniques
Universitaires St Luc, Bruxelles.

15h : Evaluation de la qualité de vie
chez l'adulte implanté cochléaire :
questionnaire ERSAs.

Emmanuèle Ambert-Dahan,
Hôpital Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Paris.

15h30 : Suivi longitudinal des patients
implantés cochléaires.

Martine Smadja, Directrice de l'IFIC,
Hôpital Rothschild, Paris.

16h : Réglages automatiques :
présentation de l'étude Fox.

Stéphanie Borel, Hôpital Pitié-Salpêtrière,
AP-HP, Paris.

16h30 : Table ronde Clôture de la journée

AIRDAME
15, rue Van Loo
75016 Paris

Communiqués de presse



Alexandre Varenne intègre **Oticon** en tant qu'animateur réseau région Grand Rhône-Alpes

Après un DUT Techniques de Commercialisation, un DEUST Délégué Médical et un Certificat aux Techniques audioprothétiques, Alexandre a fait ses armes en tant qu'assistant audioprothésiste pendant plus de 4 ans. C'est donc fort d'une réelle expérience pratique qu'il rejoint l'équipe Oticon pour vous conseiller au quotidien.

Grâce à son parcours très concret, nous sommes certains qu'il saura mettre à votre service toutes les compétences qu'il a développées.

Ses qualités relationnelles, sa perspicacité, ses connaissances pratiques et sa réactivité sauront, nous l'espérons, vous

séduire et répondre à toutes vos attentes. Voici ses coordonnées à noter précieusement ou à flasher pour les intégrer directement dans vos contacts :

Alexandre Varenne
Téléphone : 06 15 84 32 63
Email : av@oticon.fr



Alexandre, déjà présent sur le terrain depuis le début du mois de janvier,

travaillera en binôme avec Julien Villard, votre responsable régional Oticon. Ils seront vos interlocuteurs privilégiés Oticon afin de développer et de pérenniser nos relations. Il aura notamment pour missions :

- Mise en place des outils d'aide à la vente : PLV, décoration de vos centres et vitrines
- Promotion et formation de vos collaborateurs sur la gamme ConnectLine
- Organisation et animation de vos journées de ventes
- Les commandes via l'OtiShop d'Oticon
- Et bien plus encore... N'hésitez pas à le solliciter !



Lionel Pannetier, nouveau Responsable Régional Rhône-Alpes-Auvergne chez **Bernafon**

Lionel PANNETIER a rejoint Bernafon depuis le 4 février 2013 en tant que Responsable Régional Rhône-Alpes-Auvergne et remplace ainsi Grégory CHARLET qui a quitté notre équipe en janvier.

Fort d'une expérience réussie dans le domaine de l'équipement hôtelier en travaillant pour le Leader français

CHOMETTE FAVOR, Lionel PANNETIER renforce l'équipe commerciale en apportant Précision, Organisation et Détermination.

Il commencera ses visites auprès des audioprothésistes de la Région Rhône-Alpes-Auvergne dès le début du mois de mars. D'ici-là, nous vous invitons à joindre Pascal GRAFF au 06 30 74 64 66,

pg@bernafon.fr qui reste en contact avec les centres auditifs des départements suivants : 01, 05, 07, 12, 15, 19, 26, 38, 42, 43, 46, 48, 63, 69, 73, 74 et 81

A partir de mars 2013, vous pourrez contacter votre nouveau Responsable Régional Rhône-Alpes-Auvergne Lionel PANNETIER au 06 08 21 20 40, lp@bernafon.fr



Rochdi DRIBEL, nouveau Directeur des Ventes chez **Bernafon**

Pascal GRAFF, Directeur de Marque de Bernafon est heureux de vous annoncer la nomination de Rochdi DRIBEL au poste de Directeur des Ventes de Bernafon. En tant que Responsable Régional du Sud-Ouest, Rochdi DRIBEL accompagne ses clients

sur toute cette région depuis maintenant huit ans. Aujourd'hui, il poursuit l'aventure auprès de la marque en encadrant l'équipe commerciale, et succède ainsi à Pascal GRAFF, récemment nommé Directeur de Marque de Bernafon.

Une nouvelle mission qui vient s'ajouter à sa fonction de Responsable Régional puisque Rochdi DRIBEL reste l'unique interlocuteur des audioprothésistes des départements suivants : 24, 31, 32, 33, 40, 47, 64, 65 et 82

Congrès, formations, conventions, journées d'études ...

MARS 2013

Journée Nationale de l'Audition

14 mars 2013

Pour sa prochaine campagne, l'association JNA a choisi d'orienter sa thématique sur la prévention auprès des seniors avec les questions des freins et du déni face à la perte auditive ainsi que du rôle de la perte auditive dans l'isolement social et la dépendance chez les personnes âgées. En effet, véritable sujets de société, il semble important pour l'association JNA de renforcer l'information auprès de ce public dans ce domaine. Par ailleurs, tous les autres publics concernés par la prévention dans le domaine de l'audition : bruit au travail, les jeunes et les pratiques d'écoute mal maîtrisées... pourront profiter de l'évènement « Journée Nationale de l'Audition » pour s'intéresser de près à leur capital auditif. C'est donc une excellente opportunité de rencontrer de nombreux professionnels de santé, médecins ORL et audioprothésistes !

Info : www.journee-audition.org



ACFOS Formation professionnelle



« De la communication à la construction de la langue chez l'enfant sourd »

Les 21 et 22 mars 2013 à Paris

Courriel : contact@acfos.org

Colloque Presbycousie FNO - GRAPsanté

Fédération Nationale des Orthophonistes

Vendredi 29 mars 2013 à Lille

La Fédération Nationale des Orthophonistes travaille depuis de nombreuses années sur la prise en charge orthophonique des personnes âgées et plus particulièrement sur la presbycousie. Temps fort de la réflexion de la Fédération, ce colloque rassemblera notamment des médecins ORL, gériatres, audioprothésistes, etc. Il sera également l'occasion de poursuivre et de lancer des travaux sur cette thématique en lien avec la politique de santé.

Infos : fno@wanadoo.fr

AVRIL 2013

Congrès de l'UNSAF

Du 11 au 13 Avril à Paris

La vocation de ce Congrès, la plus importante manifestation professionnelle du secteur de « l'audition » en France organisée au CNIT de la Défense, est de réunir chaque année et sur trois jours l'ensemble des acteurs majeurs de l'audition : audioprothésistes, oto-rhino-laryngologistes, orthophonistes, fabricants, techniciens et chercheurs...

Le Congrès National des Audioprothésistes Français se décline en deux temps majeurs. D'une part, un programme scientifique composé de conférences et d'ateliers pratiques et d'autre part, un Salon professionnel à l'occasion duquel l'ensemble des acteurs de l'audition et de la surdité, industriels, associations, enseignes, médias,... présentent les dernières avancées technologiques en matière d'appareils auditifs et produits associés.

Info : www.unsaf.org



48^{ème} convention du BIAP

Bureau International d'Audiophonologie

Du 27 avril au 1er mai 2013 à Malte

Les experts internationaux de l'audiophonologie se retrouveront cette année à Malte pour leur convention annuelle, afin de profiter d'échanges interdisciplinaires et de poursuivre leurs travaux sur diverses recommandations, relayées par la suite dans leurs pays respectifs.

Info : www.biap.org

MAI 2013

ACFOS Formation professionnelle



« L'accompagnement des parents dans la rééducation orthophonique de l'enfant et de l'adolescent sourd »

Les 27 et 28 mai 2013 à Paris

Info : contact@acfos.org

MAI 2013

ACFOS Formation professionnelle

« Indications, réalisation pratique et résultats des explorations objectives des voies auditives »

Les 06 et 07 juin 2013 à Paris

Info : contact@acfos.org



OCTOBRE 2013

ACFOS Formation professionnelle

« Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ? »

Les 17 et 18 octobre 2013 à Paris

Info : contact@acfos.org



SEPTEMBRE 2013



4^{ème} Colloque de l'AFREPA

Association Française des Equipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie

Le 13 et 14 Septembre 2013 à Lille

L'AFREPA est heureuse de vous convier à son 4^{ème} Colloque. Après Paris, Toulouse et Bordeaux, Lille a été choisie pour vous accueillir les 13 et 14 septembre 2013.

Son thème sera cette année : « les multiples facettes de l'acouphène ». Tout le monde (ou presque...) est maintenant bien conscient que l'acouphène n'est pas qu'un problème de bruit dans l'oreille ou la tête, mais une altération de la qualité de vie occasionnée par une multitude de symptômes ou de comportements qui lui sont associés. Prendre en charge le patient, c'est penser à évaluer toutes ces facettes, pour mieux les traiter (selon nos compétences respectives) et tenter d'aboutir à un mieux être... Le concept d'équipe multidisciplinaire prend ici toute sa dimension.

Nous essaierons d'aborder de façon très pratique en ateliers et tables rondes une partie de ces aspects, et d'autres thèmes habituellement peu analysés comme « acouphène et travail », « prise en charge de l'acouphène très récent ». Des ateliers en « live » ou vidéo seront proposés (l'acouphénométrie, thérapies sonores, la première consultation pour acouphène...). Nous traiterons de la problématique émergente des acouphènes somato-sensoriels (comment les suspecter, authentifier et traiter ?), également de la recherche avec notamment les espoirs de la prise en charge par implant cochléaire.

Info : www.afrepa.org

NOVEMBRE 2013

ACFOS Formation professionnelle

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

Les 14 et 15 novembre 2013 Paris

Info : contact@acfos.org



ACFOS Formation professionnelle

« L'accompagnement des adolescents sourds »

Les 25 et 26 novembre 2013 à Paris

Info : contact@acfos.org



12^{ème} Congrès de la SFA

Société Française d'Audiologie



Les 29 et 30 novembre 2013

La Société Française d'Audiologie se tiendra cette année à Strasbourg, sous la Présidence de Nicole Denni-Krichel, et aura pour thème « Audition et Musique »

Info : www.sfaudiologie.fr



Centre d'Explorations Fonctionnelles Oto-Neurologiques Falguière

Drs Ohresser, Toupet, Branchereau,
L'Héritier et Imbaud-Géniéys

Cherche remplaçant ou futur associé.

- Activité possible de 2 à 4 jours par semaine, compatible avec la vie de famille
- Grosse clientèle
- Plateau technique de pointe
- Personnel qualifié
- Bonne rémunération
- Formation assurée si nécessaire

**Si vous êtes intéressé,
nous contacter :**

Centre d'Explorations Fonctionnelles Oto-Neurologiques
8-10 rue falguiere 75015 paris
Tél 01 43 35 35 30
mail : associes-falguiere@otoneuro.fr

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce**

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24

**Audioprox recrute
des audioprothésistes D.E.
(avec ou sans expérience)**

Audioprox
Postes à pourvoir:
Oise, Picardie
Ile-de-France

Salaire motivant, primes, avantages divers,
cycle de formation, grande autonomie de
travail, vous permettront de vous épanouir
au sein de notre groupe.

Pour postuler, contacter Michel Quesnel :
06.07.37.30.27 ou 02.35.85.61.34
ou envoyez votre C.V. à
mail@audioprox.com

“
Un appareillage réussi,
c'est
50% l'aide
auditive
50% l'audio-
prothésiste
”

Audition Conseil
notre force,
votre expertise

Rejoignez le 1^{er} réseau
d'audioprothésistes indépendants

contact : o.delatour@auditionconseil.fr

**AUDITION
CONSEIL**



La Mutualité française Anjou-Mayenne recrute pour ses centres d'Audition Mutualistes à Angers (49) et Laval (53)

2 audioprothésistes

- **CDI / Temps plein** (possibilité de temps partiel)
- **Statut cadre**
- **Rémunération attractive** composé d'un **fixe + primes et autres avantages**

Alliant techniques et relationnelles, vous accompagnez une clientèle existante dans le choix d'appareils auditifs adaptés.

- Vous évoluez dans un environnement professionnel et technique innovant
- Vous êtes assisté de professionnels qualifiés
- Vous bénéficiez d'une politique formation dynamique

Votre activité pourra s'inscrire dans une dynamique d'entreprise en lien avec les services développés par la MFAM tel que le CERTA - Centre d'Évaluation et de Réadaptation des Troubles de l'Audition à Angers reconnue pour son expertise dans différents domaines (dont le traitement des acouphènes chez l'adulte).

Merci d'adresser votre candidature à :
Mutualité française Anjou Mayenne DRH

67 rue des Ponts de Cé, 49028 ANGERS cedex 01 ou par mail :
drh-emploi@mfam.fr - Tél. 02 41 68 89 68

Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24

Les Cahiers de
l'Audition

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

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

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

SIEMENS



+ 10 dB de gain avec Aquaris micon

Certifié IP68

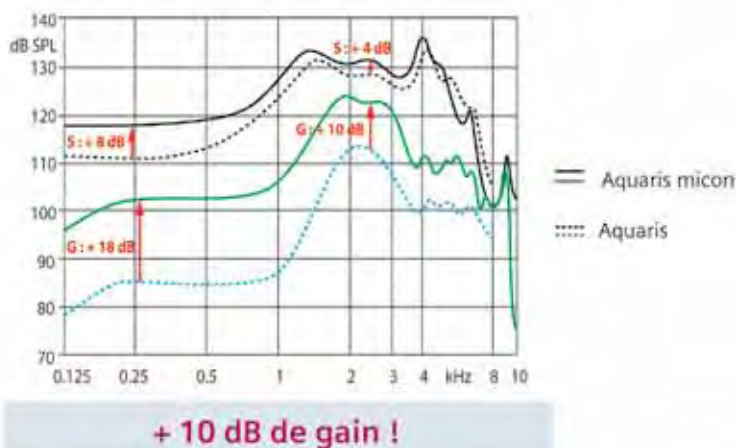
www.siemens.fr/audiologie

Aquaris de *micon*. Le contour d'oreille puissant !

Caractéristiques

- Pile 13
- Tube fin : 58/125 dB - Coude : 74/136 dB
- Certifié IP68
- Bande passante élargie à 12 kHz (7mi)
- Générateur de bruit (anti-acouphènes)
- e2e wireless™ 2.0
- Bobine téléphonique via miniTek™
- Marche/arrêt tiroir pile
- Boîtier ultra robuste
- SecureFit
- Traitement de surface type gomme
- Deux niveaux de performance : 7mi et 5mi

Comparaison des courbes Aquaris micon -vs- Aquaris



Boîtier interchangeable pour changement de couleur en laboratoire : Reflet argent, Aqua, Gris galet, Gris rocher et Sablé.

BestSound™
technology

Life sounds brilliant.

*La vie sonne brillamment.



NOUVEAUTÉS

OFFREZ LA
MEILLEURE
AUDITION
À TOUS VOS PATIENTS

ÉVÈNEMENT

STARKEY

NOUVEAUTÉS 2013

LES **ATELIERS**
DÉCOUVERTES
POUR PLUS **DE DISCRÉTION ET**
DE PERSONNALISATION

Villes

Dates

Nantes.....	lundi 18 février
Rennes	mardi 19 février
Toulouse.....	mercredi 20 février
Paris Bercy	lundi 25 février
Bordeaux.....	mardi 26 février
La Rochelle.....	mercredi 27 février
Lille	lundi 4 mars
Rouen	mardi 5 mars
Aix en Provence	mercredi 6 mars
Clérmont.....	jeudi 7 mars
Montpellier	lundi 11 mars
Dijon	mardi 12 mars
Metz.....	mercredi 13 mars



Innovation
Performance
Discrétion
Esthétique



PROGRAMME

18H30 Accueil des participants
19h00 Ateliers découvertes et présentations
prolongés par un buffet

PRENEZ DATES PRÈS DE CHEZ VOUS

Renseignements et inscriptions :

cecile_nocquet@starkey.fr - Tél. 01 49 80 74 01



L'audition est notre mission™

www.starkeyfrancepro.com
www.starkey.fr