

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 28 - Janvier/Février 2015 - Numéro 1



Dossier

Enseignement
post-universitaire
2014



Veille gériatrie

HYPOTENSION ORTHOSTATIQUE.

De quoi s'agit-il ?

Recommandations de prise en charge

Arach MADJLESSI, Elodie LY KY- BESSON,
Anne-Sophie DE KERGORLAY



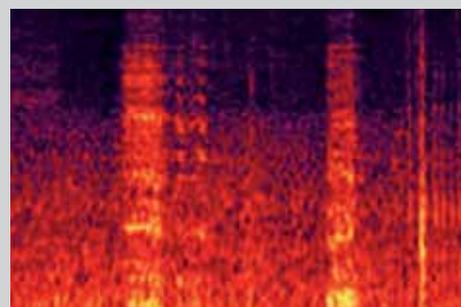
Veille acouphènes

Le réglage des producteurs de bruit blanc.

Masquage ou point de mélange :

le choix des patients

Philippe LURQUIN, Paul VIUDEZ, Dr Marie-Jo
ESTEVE-FRAYSSE, Dr Marie-Paule THILL



Veille implants cochléaires

**Une représentation graphique uniforme
du codage de l'intensité par les systèmes
d'Implant Cochléaire de génération actuelle**

Bart VAERENBERG, Paul J GOVAERTS, Thomas
STAINSBY, Peter NOPP, Alexandre GAULT, Dan GNANSIA



Métier et technique

Appareillage pédiatrique :

choix prothétique et réglages

Francois DEJEAN, Cathy Anne GUYON



Veille technique

Les innovations des industriels



Actualités

Le monde de l'audiologie



La première application à montrer ce que vos patients ne peuvent pas voir.

L'application Phonak Virtual Mirror utilise un iPad pour refléter l'oreille d'un patient appareillée d'une aide auditive Phonak. Modifiez sa couleur virtuellement en fonction de ses préférences et envoyez les images en haute définition par e-mail, tout en pouvant émettre une commande en un simple clic. L'application Phonak Virtual Mirror est l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

Ingénieux, tout simplement



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET



6 Enseignement post-universitaire 2014

7 **Méthodologies d'appareillage. Paramètres acoustiques et psychoacoustiques Intérêts et limites** Matthieu DEL RIO, Yves LASRY

10 **Historique des méthodes d'appareillage** Eric HANS

13 **Méthodologies de calcul de correction auditive et mesures objectives** Xavier DELERCE, Céline GUEMAS, Stéphane LAURENT

17 **Les méthodes liminaires d'appareillage NAL et DSL : philosophie, description, particularités et applications pratiques**

La méthode NAL Arnaud COEZ

La méthode DSL Frédéric REMBAUD

Comparaison des méthodes NAL et DSL Jehan GUTLEBEN

22 **Méthodologies de transfert de la dynamique : philosophie, description, particularités et applications pratiques.**

Exemple théorique et pratique du PR (Pré-réglage) Xavier RENARD

29 **Les méthodes d'appareillages : utilisation, intérêts et limites des méthodes fabricants, variabilités, artefacts, données chiffrées**

Philippe LURQUIN

33 **Influence du traitement du signal sur le seuil prothétique tonal**

Stéphane GALLÉGO, David COLIN

37 **Les adaptations des méthodologies propres à l'appareillage des patients présentant des zones mortes cochléaires**

Alexandre GAULT, Morgan POTIER

41 **Les adaptations des méthodologies propres à l'appareillage des patients présentant une atteinte centrale.**

Cas particulier de la neuropathie auditive Paul Edouard WATERLOT

42 **Adaptation des méthodologies en fonction des anomalies de l'audiométrie prothétique, de la discordance tonale/vocale et des compensations mises en place**

Thomas ROY

44 **Stratégie d'adaptation en fonction de pathologie fréquentielle ou temporelle et des résultats de l'audiométrie vocale** Frank LEFÈVRE

50 **Adaptation de la méthodologie pour l'écoute de la musique** Bernard HUGON

54 Métier et technique

Appareillage pédiatrique : choix prothétique et réglages

Francois DEJEAN, Cathy Anne GUYON



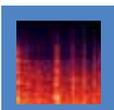
62 Veille acouphènes

Le réglage des producteurs de bruit blanc.

Masquage ou point de mélange : le choix des patients

Philippe LURQUIN, Paul VIUDEZ, Dr Marie-Jo ESTEVE-FRAYSSE,

Dr Marie-Paule THILL



66 Veille implants cochléaires

Une représentation graphique uniforme du codage de l'intensité par les systèmes d'Implant Cochléaire de génération actuelle.

Bart VAERENBERG, Paul J GOVAERTS, Thomas STAINSBY,

Peter NOPP, Alexandre GAULT, Dan GNANSIA



76 Veille gériatrie

HYPOTENSION ORTHOSTATIQUE. De quoi s'agit-il ?

Recommandations de prise en charge

Arach MADJLESSI, Elodie LY KY- BESSON, Anne-Sophie DE KERGORLAY



78 Veille technique

SIEMENS - MED EL - PHONAK



84 Actualités

87 Annonces

Liste des annonceurs
Advanced Bionics - Annuaire
Français d'Audiophonologie
Cabinet Bailly - Phonak
Siemens - Starkey - UNSAF
VIBRANT MED-EL - Widex

Les Cahiers de l'Audition
Janv./Fév. 2015 - Vol 28 - N°1

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Eric BIZAGUET
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
eric.bizaguet@lcab.fr

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
arnaud.coez@lcab.fr

Rédacteur en chef

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

Conception et réalisation

MBQ
Stéphanie BERTET
21 bis, rue Voltaire
75011 Paris
Tél. 01 42 78 68 21
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités et annonces

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

Dépôt Légal à date de parution

Janvier/Février 2015
Vol. 28 N°1
Imprimé par Simon Graphic - Ornans

Le Collège National d'Audioprothèse

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

Membres du Collège National d'Audioprothèse

							
Kamel ADJOUT	Patrick ARTHAUD	Jean-Claude AUDRY	Jean BANCONS	Jean-Paul BERAHA	Hervé BISCHOFF	Geneviève BIZAGUET	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 GALLEGO	Stéphane GARNIER	Thierry GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD	Céline GUEMAS
							
Jehan GUTLEBEN	Bernard HUGON	Yves LASRY	Maryvonne NICOT- MASSIAS	Morgan POTIER	Frédéric REMBAUD	Christian RENARD	Thomas ROY
							
Benoit ROY	Philippe THIBAUT	Jean-François VESSON	Frédérique VIGNAULT	Alain VINET	Paul-Edouard WATERLOT		

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

			
Jean-Pierre DUPRET	Jean OLD	Georges PEIX	Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

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



Paul AVAN

L'EPU 2014 a permis d'établir un panorama complet des méthodologies d'appareillage et ce numéro reprend la synthèse des présentations orales. Mais la lecture de ce numéro n'est pas réservée qu'aux professionnels de l'audioprothèse, elle éclaire même le lecteur le plus naïf sur l'évolution technique et intellectuelle d'un domaine qui s'étend du fondamental à l'appliqué. On découvre ainsi comment, fondées initialement sur l'empirisme le plus schématique (l'analogie entre audioprothèse et jambe de bois ne nous frappe plus comme pertinente depuis longtemps...), les méthodologies ont évolué, d'abord lentement, puis de plus en plus vite, jusqu'à mettre en œuvre l'intégration de modèles physiologiques, audiologiques ou psychoacoustiques issus des laboratoires scientifiques aussi bien que de l'expérience de terrain.

En 2015, la diversité des profils fonctionnels de candidats à l'appareillage auditif illustre le dilemme posé aux professionnels par le challenge qui consiste à appliquer des méthodes assez générales (sous peine de sombrer de nouveau dans l'empirisme), à des appareils numériques dont les capacités de traitement tentent par elles-mêmes de pallier la plupart des difficultés liées à la malentendance, et à des patients dont le phénotype se révèle bien plus divers qu'on ne l'imaginait il y a seulement deux décennies. Les titres des rubriques du présent dossier l'illustrent de manière spectaculaire. Il y est en effet question de performances liminaires et supraliminaires, de zones mortes cochléaires, de neuropathies auditives, de discordances tonale/vocale, de traitements fréquentiels et temporels, de modèles psychoacoustiques complexes et raffinés. Les exigences nouvelles des patients y sont également prises en compte, notamment l'écoute de la musique. Par-delà le dossier principal de ce numéro, des méthodologies capables de mieux prendre en compte les besoins et spécificités de patients pédiatriques, acouphéniques ou implantés cochléaires sont également passées en revue.

A l'heure où certaines pressions politiques, économiques ou concurrentielles tendraient volontiers à faire passer l'acte d'appareillage auditif comme un geste simple s'accommodant de simplifications et de procédures expéditives à coût et compétence minimalistes, ce numéro tombe à point pour rappeler que l'audition est un sens complexe, que les patients sont légitimement exigeants, que la technologie progresse et que les professions du domaine de l'audiologie ont su intégrer les dernières nouveautés scientifiques dans une démarche de qualité.

Paul Avan



Des solutions d'implants auditifs pour tous les types de surdités

MED[®]EL



CONCERTO
Système d'implant
cochléaire



EAS[®]
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE[™]
Système d'implant
à conduction osseuse



**VIBRANT
SOUNDBRIDGE[®]**
Implant d'oreille moyenne

hearLIFE

medel.com    

Les dispositifs d'implants cochléaires MED-EL (CONCERTO, CONCERTO PIN, OPUS2 et RONDO) sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMA inscrits à la LPP sous les numéros 3415960, 3453357, 3471600. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : dévices dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 Août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Un dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 01/2014. Vibrant MED-EL Hearing Technology 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01.

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



L'EPU 2014 a réuni plus de 1100 participants à La Villette, preuve que notre profession reste attachée à ce mode de formation continue où les conférences sur un thème annuel permettent de mieux intégrer de nouvelles connaissances à notre activité quotidienne.

Et cette année, le sujet était d'importance puisqu'il y était question du cœur de notre métier : « les Méthodologies d'appareillage ». Nous les utilisons à longueur d'année et pourtant les revisiter nous semblait indispensable. Certains les jugent comme le but à atteindre, d'autres comme une base initiale pour une évolution utilisant l'interactivité que permet l'éducation prothétique, l'essai prothétique en milieu social et les tests de contrôle d'efficacité immédiat. Ces méthodologies évoluent et doivent intégrer les nouvelles capacités de traitement du signal, les algorithmes de sélection en fonction de l'environnement sonore et sans doute demain certaines applications utilisant certaines améliorations concernant le décodage central de la parole.

Vous retrouverez dans ce numéro les synthèses de certaines conférences, une deuxième série d'articles étant prévue dans deux numéros après celui consacré au Congrès de l'Unsaf.

Cet EPU a permis d'officialiser l'arrivée de nouveaux membres du Collège, Stéphane Gallego, Jehan Gutleben, Frédéric Rambaud et Morgan Potier, élus lors de l'année 2014, et de les faire communiquer pour la première fois dans le cadre du Collège. C'était un plaisir de les entendre et je suis heureux de penser que notre avenir est assuré car ils défendent la qualité indispensable à une prise en charge efficace pour un appareillage réussi.

Je tiens à remercier tous les conférenciers de la qualité de leur présentation et de la clarté de leur conférence et tout particulièrement Xavier Renard et François Le Her qui sont venus nous présenter leurs méthodologies. Ils en sont les auteurs et nous permettent de mieux comprendre que le plus important ne se passe pas au niveau liminaire, mais à un niveau supraliminaire. C'est une joie de les entendre et de voir que leurs méthodologies évoluent avec les progrès technologiques et intègrent non seulement le niveau de la voix moyenne, mais aussi la dynamique de la voix. Après avoir fait l'inventaire de l'ensemble des méthodologies, nous avons pu apprécier leurs intérêts et limites, mais aussi les protocoles de mise en place des gains calculés.

Les nombreux exemples pratiques, la prise en compte de conditions particulières comme l'écoute de la musique, la démonstration de l'efficacité de la mesure in-vivo, la meilleure connaissance de l'impact des traitements des signaux et des compressions fréquentielles nous guident pour une utilisation au quotidien de ces connaissances.

Séduit par ces protocoles, nous ne devons cependant pas oublier que le seul à avoir raison est en finalité le patient dont les capacités centrales ne sont pas toujours au niveau de sa cochlée. Intégrer les nombreux paramètres que sont l'âge, l'ancienneté de la perte, les besoins, les compensations mises en place et le facteur subjectif et humain nous ont permis de mieux comprendre comment utiliser ces méthodologies dans notre exercice professionnel quotidien.

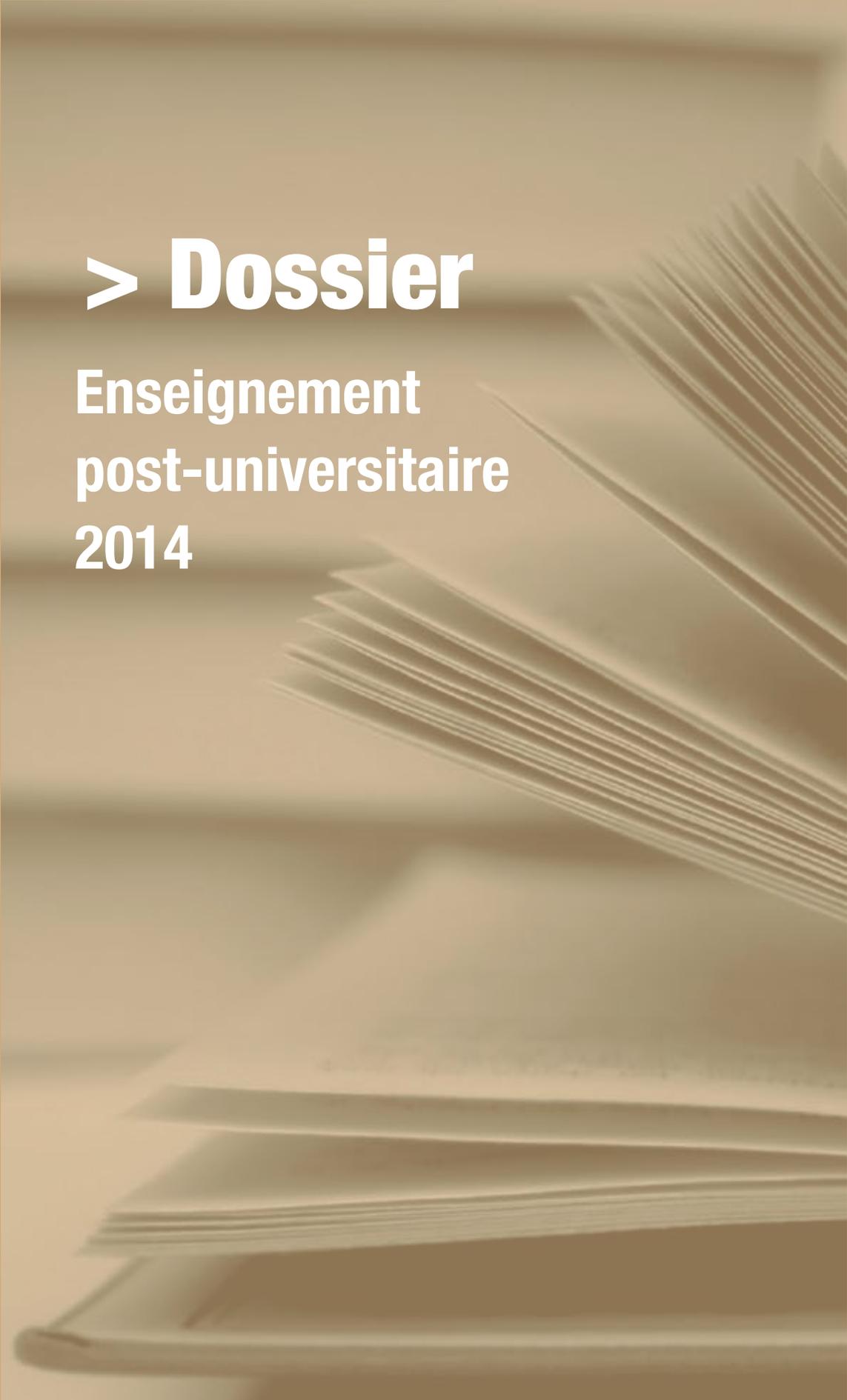
Nous avons vu dans cet EPU que la technique évolue et qu'elle peut grâce à l'amélioration de nos connaissances être mise au service du malentendant. Il en est de même pour notre environnement professionnel qui peut déboucher sur des modifications importantes de notre exercice.

Ce qui me conduit à vous rappeler que le Congrès de l'Unsaf d'Avril 2014 sera l'occasion de nous exprimer et que nous vous y attendons nombreux, non seulement pour connaître les nouveautés technologiques, mais aussi pour prendre connaissance des travaux en cours où l'Unsaf, le Synéa, le Synam et le CNA tentent de convaincre nos partenaires actuels et futurs, pouvoirs publics, régime obligatoire, mutuelles et assurances, d'agir pour permettre au plus grand nombre de pouvoir profiter de ces nouvelles améliorations. Notre profession est source de propositions pour favoriser la diffusion de l'appareillage, pour diminuer le reste à charge et permettre aux audioprothésistes de continuer à rechercher l'efficacité maximale par un suivi de qualité.

Nous vous attendons au Congrès. Les sujets sont nombreux : Place des Ocam, nouvelle convention, proposition d'amélioration du reste à charge, verticalisation de la distribution, intérêt d'une formation initiale à 5 ans, etc.

Venez nombreux au Congrès pour participer. Assistez aux tables rondes pour comprendre les évolutions en cours et démontrez que votre futur vous intéresse. Venez écouter les conférences scientifiques ouvrant des horizons nouveaux vers les protocoles de demain.

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



> Dossier

**Enseignement
post-universitaire
2014**



Méthodologies d'appareillage Paramètres acoustiques et psychoacoustiques. Intérêts et limites

Matthieu Del Rio Bordeaux - Yves Lasry Nantes

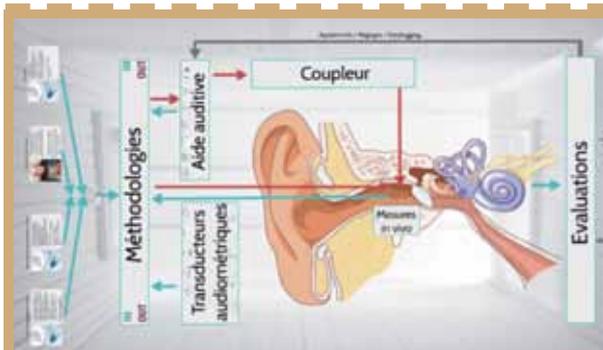


Figure 1 : La méthodologie : au cœur de l'appareillage

L'adaptation d'aides auditives auprès de nos patients malentendants s'appuie sur des règles précises qu'il convient d'appliquer, afin d'assurer une satisfaction qui permettra une restauration des capacités auditives, tout en préservant un confort suffisant pour assurer un port continu de la correction auditive.

La méthodologie est au cœur de cette recherche du gain idéal qui offrira la possibilité de remplir ces objectifs (Figure 1). S'agissant par définition d'un « concept qui se rapporte aux méthodes de recherches permettant d'arriver à certains objectifs au sein d'une science », la méthodologie d'appareillage intègre en entrée de nombreux paramètres acoustiques et psychoacoustiques qui seront utiles pour cette détermination de la cible d'amplification.

A ce propos, il convient tout d'abord de rappeler que la quête de ce gain « idéal » se concentre sur une zone spécifique de l'anatomie de nos patients qui se situe à proximité du tympan. En effet, ces méthodologies de calculs de cibles d'amplification que nous utilisons couramment intègrent notamment des données audiométriques mesurées à proximité du tympan pour estimer une amplification nécessaire en ce même lieu.

Leur objectif étant de trouver les valeurs physiques de gain par fréquence procurant au déficient auditif les mêmes sensations d'intensité que celle du normo-entendant, Jacques DEHAUSSY nous rappelle que « le but de tout appareillage auditif est de rapprocher au maximum l'audition du déficient auditif de l'audition du sujet auditivement normal » (Figure 2).

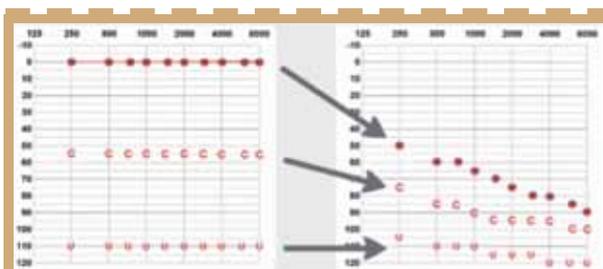


Figure 2 : Transfert de la dynamique du normo-entendant

1

Les transducteurs audiométriques et leurs influences

Toutefois, lors de la mesure des différents niveaux de sensation ressentis par le patient, nous avons recours à des transducteurs audiométriques qui nous permettront d'estimer (ou de mesurer), avec plus ou moins de précision le niveau de pression acoustique nécessaire à proximité du tympan pour obtenir de telles sensations auditives.

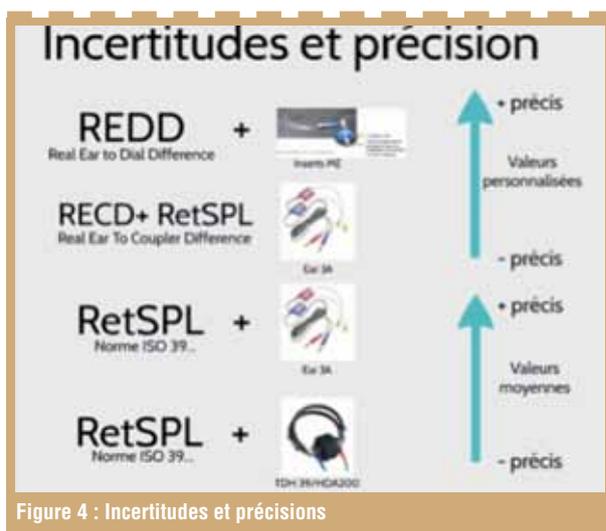
La mesure du niveau de pression acoustique est classiquement mesurée en dB SPL (Sound Pressure Level) et prend pour référence 0 une pression de $2 \cdot 10^{-5}$ Pa. Mais les transducteurs audiométriques que nous utilisons lors de nos mesures sont calibrés en dB HL (Hearing Level) et ils intègrent des paramètres statistiques qui nous éloignent de la réalité de la mesure chez le patient que nous devons appareiller. L'objectif de ce dB HL est de faciliter la lecture de l'audiogramme et des différents seuils pour les différentes fréquences testées. Unité de mesure de l'audition, le dB HL tient compte du fait qu'une personne normo-entendante âgée de 18 ans n'entend pas tous les sons allant de 125 à 8000 Hz de façon égale pour une pression acoustique donnée. Pour cela, il intègre des correctifs statistiques par fréquence déterminés sur une population de normo-entendant. Ainsi, les niveaux émis dans cette unité de mesure ne sont pas le reflet exact des niveaux qui seront mesurés à proximité du tympan pour un sujet en particulier. La fonction de transfert qui permet d'estimer les valeurs SPL au tympan à partir de données en dB HL est nommée RetSPL et est dépendante du type de transducteur utilisé, ainsi ces correctifs statistiques ne seront pas les mêmes si les mesures ont été réalisées au casque, aux inserts, en champ libre ou à l'aide d'un vibreur. Il est par ailleurs intéressant de signaler que le calibrage de chacun de ces transducteur se réalise à l'aide d'un coupleur différent (6CC pour le casque, 2CC pour les inserts et mastoïde artificiel pour le vibreur) (Figure 3).



Figure 3 : Casque, inserts et vibreur

Afin de limiter la part statistique inhérente à l'utilisation de ces différents transducteurs, on peut avoir recours à l'utilisation d'un microphone sonde situé à proximité du tympan préalablement à la mesure

des différents seuils auditifs. Ainsi, une correspondance pourra être établie pour réaliser une mesure directe ou indirecte en dB SPL. Ces mesures (Real Ear Coupler Difference / Real Ear to Dial Difference) permettront de réaliser une audiométrie en dB SPL qui sera bien plus précise et non dépendante des correctifs statistiques inhérents à l'utilisation du dB HL. (Figure 4) La graphique utilisée dans ce cas sera nommé SPLogramm et utilisera comme unité d'intensité le dB SPL au même titre que les aides auditives que nous adaptions.



2

Pré-requis à la mesure des paramètres de l'audition

Au delà de ces correctifs, il conviendra bien entendu de réaliser la mesure des différents niveaux de sensations auditives le plus précisément possible, en respectant les différents règles définies dans les normes régissant la pratique de l'audiométrie. Ainsi, la cabine audiométrique doit répondre à certains critères que sont notamment le bruit de fond ambiant (qui doit être inférieur à 40 dB A en moyenne sur une heure) ainsi que le temps de réverbération à 500 Hz (qui doit être inférieur à 500 ms). Le matériel audiométrique doit pour sa part être conforme aux normes audiométriques et calibré annuellement. Les positions du testeur et du patient doivent quant à elles permettre une utilisation confortable du matériel de mesure par le testeur, tout en assurant que celui-ci pourra observer le patient testé en le balayant du regard pendant tout le déroulement de l'examen. Le patient installé de façon confortable ne devra pas pouvoir prévoir la présence ou l'absence de signal. Bien entendu, l'examen devra être réalisé en l'absence de tout bruit perturbant durant son déroulement.

Les consignes préalables à chacune des mesures jouent elles aussi un rôle primordial dans la mesure, qui se doit d'être reproductible. Elles doivent donc être claires, précises et parfaitement comprises par le sujet testé qui devra rester attentif et concentré durant toute la durée de l'examen. Il est enfin important que le patient comprenne le rôle de l'examen qui lui est administré dans le processus d'appareillage. La nature de la réponse du patient (signe de la main, hochement de la tête, utilisation d'un poire réponse) doit aussi être définie préalablement au test afin d'éviter toute erreur de mesure).

Au-delà de ces prérequis, il convient d'être très attentif concernant le positionnement des différents transducteurs audiométriques (casque, inserts, vibreur) pour assurer une exactitude et une reproductibilité de la mesure dans le temps et dans l'espace.

3

Paramètres acoustiques et psychoacoustiques

Une fois que l'ensemble de ces prérequis aura pu être intégré au protocole de mesure, la recherche des différents seuils audiométriques peut désormais s'envisager. La mesure de ces différents seuils est aussi parfaitement normée et chacune d'entre elles doit également suivre un protocole strict défini par les normes qui les régissent, que ce soit dans l'ordre de présentation des différents signaux mais aussi dans la détermination de l'intensité permettant une perception minimale, confortable, ou inconfortable.

Mesures liminaires

Ainsi, concernant la mesure des seuils tonals liminaires qui devra être évaluée tout d'abord sur l'oreille supposée être la meilleure, l'ordre de présentation des signaux est défini, et c'est la fréquence 1000 Hz qui doit être présentée initialement, s'agissant du son le plus facile à détecter. Ce sont ensuite les fréquences plus aiguës (1500, 2000, 3000, 4000, 6000 et 8000 Hz) qui seront proposées. Afin d'assurer une fiabilité dès la première mesure réalisée, le 1000 Hz est à nouveau testé avant d'envisager une présentation des fréquences plus graves (750, 500, 250 puis 125 Hz). Pour cette dernière, il faudra être particulièrement attentif et déterminer la plus faible intensité permettant une perception auditive, et non une sensation vibro-tactile. Pour ce qui concerne les intensités, il faudra tout d'abord déterminer une intensité assurant avec certitude une perception auditive. Puis, conformément à la procédure « Down 10 Up 5 » mise au point par Hughson et Westlake, le seuil sera tout d'abord identifié en déterminant la plus faible intensité perçue par le patient, intensité qui devra être successive à une non réponse du patient 5 dB en deçà de cette valeur de seuil. Le seuil identifié devra ensuite être validé en suivant le même processus à deux reprises. Ainsi, 3 valeurs de seuil mesurées à cette même intensité permettront de confirmer de façon certaine la mesure réalisée dont le résultat pourra alors être noté sur l'audiogramme. L'oreille contrôlatérale pourra ensuite être testée, en suivant le même procédé.

Il conviendra bien sûr d'être attentif à l'écart d'audition interaural et utiliser à bon escient un signal de masquage dans le cas d'une différence de seuil importante entre les deux oreilles pour une fréquence donnée.

Pour la mesure des seuils en conduction osseuse, ce masquage sera obligatoire, quelle que soit la fréquence et l'intensité présentées. Le positionnement du vibreur devra être précis sur la mastoïde et ne devra pas être en contact avec le pavillon pour éviter toute sensation vibro-tactile. La force d'application du vibreur étant elle aussi normée (5,4 Newton), il conviendra de faire attention à ne jamais déformer l'arceau qui maintient le vibreur autour de la tête du patient. Dans le cas de cette mesure au vibreur qui permet de mesurer la perception de l'oreille interne, en court-circuitant l'oreille externe et l'oreille moyenne, l'ordre de présentation des fréquences sera le suivant : 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 1000, 750, 500 puis 250 Hz.

Mesures supraliminaires

Une fois les seuils tonals liminaires mesurés avec exactitude, il faudra ensuite réaliser des mesures supraliminaires, l'audition de notre patient ne pouvant se limiter à ce seuil (Figure 5). Ainsi, c'est classiquement les seuils subjectifs de d'inconfort et de confort qui seront à même de compléter cette mesure initiale, permettant ainsi



de quantifier la sensation auditive du patient en trois points de sa dynamique pour chacune des fréquences testées. Si l'on souhaite analyser plus précisément la dynamique résiduelle du malentendant pour chacune de ces fréquences, la mesure de la sensation auditive peut être mesurée selon 7 différents niveaux de l'échelle de sensation définis par Cox en 1997 : Très faible (seuil tonal liminaire), Faible, Confortable mais un peu faible, Confortable mais un peu fort, Fort mais tolérable, Inconfortable. (Figure 6)

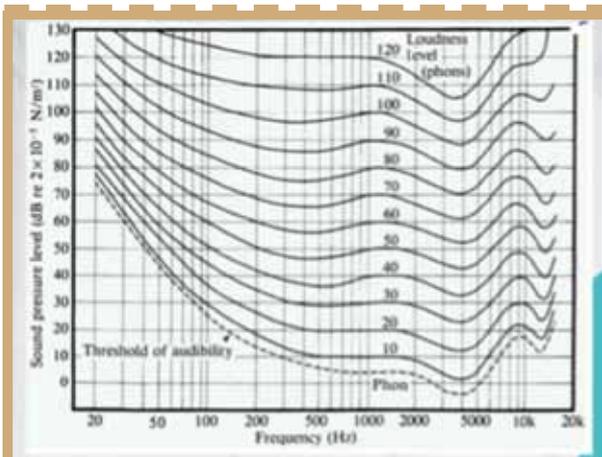


Figure 5 : Le champ dynamique en dB SPL, Norme NF ISO 226

1	Very soft	Très faible
2	Soft	Faible
3	Comfortable, but Slightly Soft	Confortable, mais un peu faible
4	Comfortable	Confortable
5	Comfortable, but Slightly Loud	Confortable, mais un peu fort
6	Loud, but O.K.	Fort, mais tolérable
7	Uncomfortably Loud	Inconfortable

Figure 6 : Les différents niveaux de sensation auditive selon Cox, 1997

Le Seuil Subjectif d'Inconfort (dénomination établie par X. Renard en 1977), se mesure en présentant pour chaque fréquence un signal à 80 dB HL, qui sera progressivement augmenté par pas de 5 dB jusqu'à la détection par le testeur d'un signe objectif d'inconfort, qui peut être selon Wallenfels une contraction musculaire autour des yeux.

Le Seuil Subjectif de Confort (dénomination établie par X. Renard en 1983) sera ensuite mesuré soit au niveau de confort (MCL), soit aux bornes de la zone de sensation dite confortable (MCL Low / MCL High)

Dans le cadre de ces mesures, la reproductibilité est variable, et ce sont les seuils liminaires d'intensité qui assurent la meilleure reproductibilité. Ce sont ensuite et dans l'ordre, le MCL High, le Seuil Subjectif d'Inconfort, puis le MCL Low.

Autres paramètres

Bien entendu, de nombreux autres paramètres peuvent être intégrés dans les données d'entrées des méthodologies de calculs de cible de gain. Il peut s'agir par exemple de l'âge du patient, de son expérience de l'aide auditive, du type de langue qu'il utilise, et de bien d'autres données telles que l'analyse de la progression de la sensation d'intensité, des seuils différentiels d'intensité ou de fréquence. Cette liste n'est pas exhaustive et pourra bien entendu s'enrichir au rythme du progrès des technologies des aides auditives que nous adapterons à l'avenir.

4

Evaluation de la cible proposée

Une fois que les cibles de gain au tympan auront pu être déterminées puis appliquées et validées à l'aide de la mesure in vivo, il conviendra d'évaluer in fine le résultat obtenu afin de pouvoir affiner ces niveaux d'amplification déterminés par calcul mathématiques.

Ce sont notamment l'audiométrie tonale prothétique et l'audiométrie vocale (dans le silence et dans le bruit) qui permettront ces ajustements par une mesure du gain prothétique tonal dans le premier cas, et par une estimation du gain social le dans le second cas.

Une évaluation subjective à l'aide d'un questionnaire spécifique (COSI, APHAB) permettra enfin de proposer une approche personnalisée en fonction de situations sonores précises vécues par le patient.

Ainsi, au-delà du calcul mathématique de cible proposé par la méthodologie, un ajustement de ce réglage initial est nécessaire dans le but d'obtenir le meilleur compromis entre le confort et l'efficacité.

C'est donc la combinaison de l'approche corrective (application des gains prescrits) et de l'optimisation de l'audition résiduelle (intégration de la notion de confort d'écoute) qui permettra de proposer à nos patients le meilleur réglage, réglage qui devra évoluer dans le temps en fonction de son habitude à ses nouvelles capacités auditives.

En conclusion, il est important de rappeler qu'au cœur de nos réglages, les méthodologies prescrivent un gain, mais que celui-ci devra être ensuite ajusté au cas par cas car c'est la prise en compte des besoins individuels et des capacités spécifiques de chacun de nos patients qui nous guidera dans cette démarche de quête du meilleur réglage.

5

Bibliographie

Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan. Durand, Delerce, Les Cahiers de l'Audition, n°4/2011

Annexe n°1 à la recommandation 06/11 : « Les écouteurs inserts », BIAP, mai 2010

Annexe n°2 à la recommandation 06/11 : « Le SPL-O-Gram », BIAP, mai 2011

Fitting Methods : Islands in the Setting Sun ?, Ted Venema, Canadian Hearing Report 2014;9(2):14-16

La méthode DSL pour l'appareillage des nourrissons et des enfants, Richard C. Seewald, Phonak Focus n°20, 1995

Integrating the RECD into the hearing instrument fitting process, Kevin Munro, Phonak Focus n°33

Audiométrie SPL aux inserts Vs audiométrie HL au casque : étude des différences entre les seuils et impact sur la cible de pré-régulation Nal NL1

Mesures in-vivo ou REM (Real Ear Measurements), Xavier Delerce

Some practical ideas on hearing aid fitting, Robert L. Martin, The Hearing Journal, January 2005, Vol.58, n°1

Dcroix G., Dehaussy J. (1965) Stéréaudiométrie et appareillages stéréophoniques, 2ème édition. Arnette, Paris.

Historique des méthodes d'appareillage

Eric HANS Audioprothésiste, Montbéliard

1 Origine des méthodes prescriptives

Dès les années 1930, des pionniers de la correction auditive, comme Balbi ou West, envisagèrent d'associer les composants d'un appareil auditif (microphones, amplificateurs, écouteurs) à travers des amplificateurs de table appelés simulateurs d'aide auditive, pour adapter une ébauche de correction auditive donnant une satisfaction subjective au patient (Figure 1).

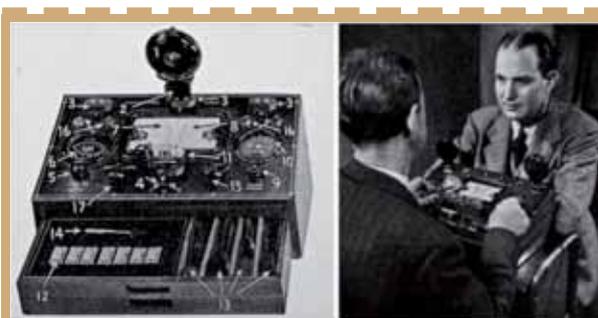


Fig. 1 : L'Audioscope (1937 par Sonotone), premier simulateur d'aide auditive, permettant 280 combinaisons d'amplifications différentes (d'après Curran & Galster, 2013, Sage Publications)

Les approches diverses et successives de la présélection du gain de l'aide auditive furent liées aux évolutions du fonctionnement et des organes de commande de l'appareil de correction auditive, aux évolutions de la technologie du processeur (introduction de systèmes de compression, du gain adaptatif, positionnement de l'écouteur), aux évolutions des instruments de mesure (coupleur Zwislocki 1970, Kémar 1976, mesures in vivo 1986).

De grands courants historiques se dégagèrent, ils et donnaient une cible basée soit sur :

Le miroir audiométrique total ou partiel (le gain est égal à la perte tonale \pm un coefficient multiplicateur constant ou variable selon la fréquence),

La restitution du seuil de confort du malentendant au niveau du seuil de confort de l'entendant,

Ou la bissection (le gain est égal au partage du champ auditif résiduel, compris entre les seuils d'audition et les seuils d'inconfort)

2 Les méthodes liminaires

À partir des seuils de l'audiométrie tonale, ces premières méthodes envisagent un transfert de la parole dans une zone de confort théorique. On citera de façon non exhaustive : West (1937, également précurseur d'un test de logatomes), Watson & Knudsen (1940), Lybarger (1944 -révisée en 1953 - puis en 1963), Byrne & Tonisson (1976), Berger (1977-1980), Mc Candless & Lyregaard - POGO (Prescription Of Gain & Output 1983), Libby (1985), Byrne & Dillon - NAL (National Acoustic Laboratory 1986), Lyregaard - POGO II (1987), Seewald & Ross - DSL (Desired Sensation Level 1988), Ludvigsen, Weis & Weistermann - SAS (Speech Audibility & Stability 1994), Killion - FIG 6 (1995).

Elles peuvent se répartir en méthodes prospectives (des calculs mathématiques prédisant la correction idéale sans pondération des bandes de fréquence), ou en méthodes rétrospectives (des études statistiques liées à la satisfaction des patients donnent des abaques de calculs moyennés).

On peut aussi les classer en méthodes de calcul par soustraction (le gain est égal au seuil moins une constante), ou en méthodes de calcul par quotient (le gain est égal au seuil multiplié par un rapport de nombres entiers, 1/2, 1/3 ou 2/3 par exemple). Pour l'anecdote, on rapporte que les auteurs ayant envisagé ces quotients se sont rappelés les règles de calculs empiriques des premiers prothésistes des membres inférieurs pour les mutilés de la 1^{ère} Guerre mondiale. En effet, si le membre amputé était remplacé par une prothèse en bois de même format, la personne handicapée se déplaçait avec une claudication, il fallait sous-corriger la longueur du membre de remplacement pour une marche à l'équilibre.

Un tableau comparatif des méthodes classées selon leur courant, leurs règles de calcul et leurs particularités est donné ci-après :

Nom	Auteurs	Courant	Règles	Particularités
	West - Watson & Knudsen	Miroir direct ou total	Gain = Perte tonale	Pionniers pour les méthodes par quotient
	Lybarger	Miroir fractionné	1/2 gain Selon spectre parole	Tient compte du Rinne, stéréo, MPO
	Lybarger	Miroir partiel	1/4 de pente Pour BF & HF	Amplification liée à Fc = 1kHz
NAL	Byrne & Tonisson	Miroir partiel à coefficients	1/2 gain + pente de 1/3 (\approx Gain = 0,46 x SA)	Donne le gain d'insertion ↓ Impact gain HF
	Berger	Miroir partiel à coefficients	Pondérations pour chaque bande + réserve	Limite le gain BF Puis Rinne, in vivo
	Mc Candless & Lyregaard	Miroir partiel	1/2 gain - correctif/fréq	Coupleur 2cc jonction endo-auriculaire
	Libby	Miroir partiel	1/3 gain 2/3 gain (SS-SP)	Correctifs BF
NAL-R	Byrne & Dillon	Miroir partiel à coefficients	Nouveaux coeffic Gain insertion objectif / cibles	Besoin in vivo pertes moyennes & sévères
POGO II	Lyregaard	Miroir partiel	Gain = SA _{fréq} - 33dB	pertes > 65 dB
DSL	Seewald & Ross	Miroir partiel à coefficients	Transfert énergie du spectre parole au niveau sensation désirée	Correctif jonction endo-auriculaire SA-GI-NSM
SAS	Ludvigsen, Weis & Weistermann	Miroir partiel à coefficients	Gain insertion = 0,4 x Sa _{fréq}	Pertes moy SS-SP : & BF SS-SP : & BF
FIG 6	Killion	Miroir partiel à coefficients	Gain insertion idéal pour 3 niv entrée	K amp 40-65-90 dB Tous ACA

Tableau 1

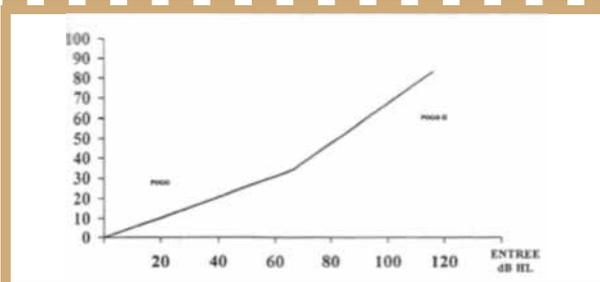


Fig. 2 : exemple de courbes de transfert selon méthode POGO I & II.

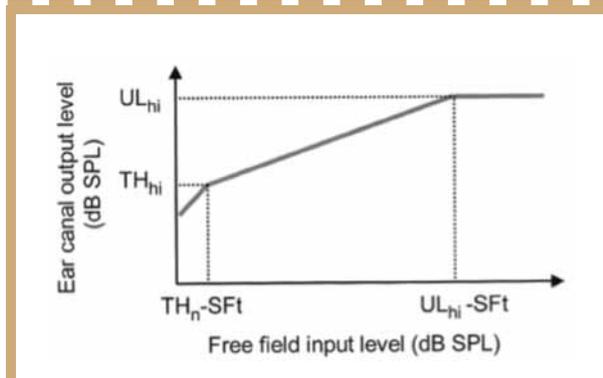


Fig. 3 : exemple de courbes de transfert selon méthode DSL.

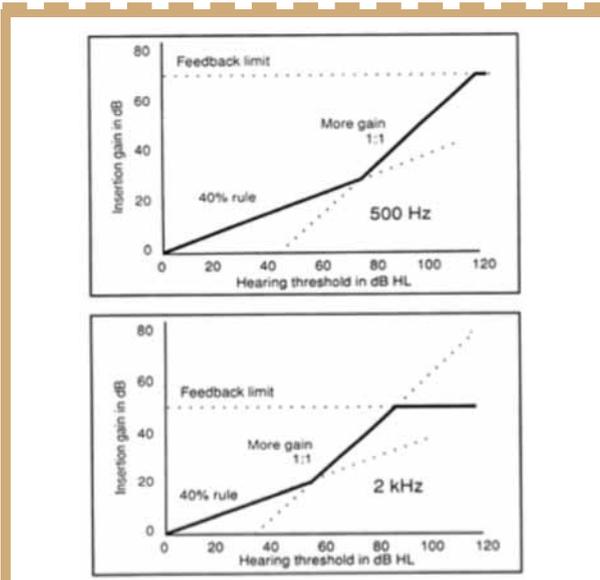


Fig. 4 : exemple de courbes de gain d'insertion selon méthode SAS.

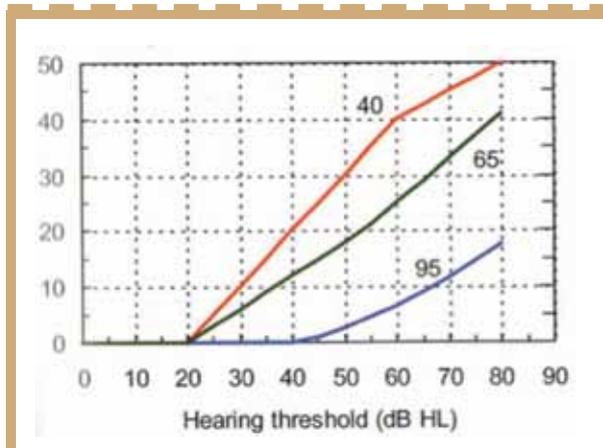


Fig. 5 : exemple des courbes de gains selon le niveau d'entrée d'après la méthode Fig 6

	Pour entrée 40 dB	Pour entrée 65 dB	Pour entrée 90 dB
Perte < 20 dB	0 dB	0 dB	[perte < 40dB] : 0 dB
20 < perte < 60 dB	Perte - 20 dB	0,6 x (Perte - 20 dB)	[perte > 40dB] : 0,1 x (Perte - 20 dB)
Perte > 60 dB	Perte - 20 dB - 0,5x (Perte - 20 dB)	0,8 x (Perte - 23 dB)	

Fig. 6 : Formules de calcul de la méthode Fig 6 de Killion.

3 Les méthodes supraliminaires

Les méthodes supraliminaires quant à elles se proposent d'aller plus précisément dans le calcul du gain prothétique à prescrire, car elles tiennent compte des seuils à différents niveaux.

Elles s'appuient sur les seuils d'audition liminaires, les seuils dits de confort, et obligatoirement des seuils d'inconfort, dont cette dernière notion donnera à interprétation dans son relevé exact par les auteurs suivants.

Il s'agit de Balbi (1935), Wallenfels (1950-1967), König (1960), Victoreen (Otométrie 1960-1973), Keller (1973), Shapiro (1975), Boorsma (1977), Pascoe (1978), Couespel, Rainville & Ridet (Auramétrie 1980), Renard X (Pré-Réglage 1978-1983), Skinner, Lewitt (Central Institute for the Deaf 1982-1988), Le Her (Confortable Transfert Matrix 1984), Geller & Margolis (1984), Welch (1988), Sammeth, Birman, & Hecox, (1989), Humes & Halling, (1994), Kiessling, Schubert, & Archut, (1996), Valente & Van Vliet (1997).

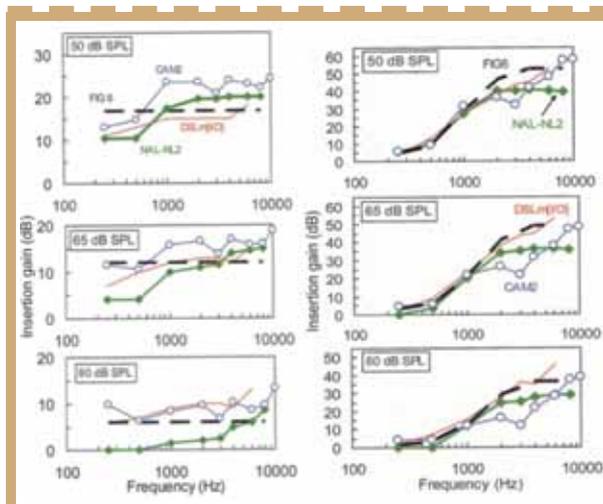


Fig. 7 : Gain d'insertion pour une perte plate à 40 dB v/s une pente de ski (H. Dillon, Hearing Aids, 2012).

Nom	Auteurs	Courant	Règles	Particularités
	Balbi	Bissection	MCL = $\frac{1}{2}[\text{UCL} - \text{SA}]$	Gain/fréq" MCL
	Wallenfels	Bissection	MCL = $\frac{1}{2}[\text{UCL} - \text{SA}]$ Gain = MCL - 65 dB SPL	UCL NB / SA pur Pente ampli liée pente bissectrice
	Konig	Bissection	MCL = $\frac{1}{2}[\text{UCL} - \text{SA}]$ Gain = médiane - 55 phones	Correctifs pour SA & UCL
Otométrie	Victoreen	Bande de confort	Gain = $\frac{1}{2}[\text{plage MCL}]$ - 72 dB SPL Correctifs /HF	ACA-étalon CL, jonction endo- auriculaire
	Keller	Bissection	Gain = MCL th - 75 phones	MCL th = 2/3 dyn
	Shapiro	Seuil de confort	Gain = MCL - 60 dB SPL - 15/250 Hz et - 10 /500 Hz	Signal NB Protocole MCL
	Boorsma	Bissection	Gain = $\frac{1}{2}$ dynamique - 55 dB	
	Pascoe	Bande de confort	5 seuils → niv ampli / zone de confort CL v/s niv voix moy	sensation sur 5 niv & 8 fréq ACA patient
Auramétrie	Couespel, Rainville & Ridel	Niveau de confort	MCL en CL	ACA-étalon CL
Pré-Réglage	Renard X	Bissection	MTD de l'entendant → dynamique résiduelle patient	Tableaux de gain pour ACA existants Correctifs pour casque, 2cc
CID	Skinner, Lewitt	Niveau de confort	Gain = MCL - ILTASS	MCL médiane Correctif 250 Hz
CTM	Le Her	Niveau de confort	MCL calculé via NLCC	Mesures MCL haut et bas Matrices des caractéristiques ampli
LGOB (Loudness Growth in Octave Band)		Bande de confort	Relevé 7 niv de sensation	NB $\frac{1}{2}$ octave
	IHAFF	Bande de confort	Relevé des 3 niv, 3 fois	APHAB Définir ACA NL
ScalAdapt			Relevé 11 niv de sensation	Adaptation à travers ACA

Tableau 2

Un tableau comparatif des méthodes classées selon leur courant, leurs règles de calcul et leurs particularités est donné dans le tableau 2.

Une méthode doit prédire le gain utile, fonctionnel, tant pour des niveaux faibles d'entrée, que confortables tout en préservant des niveaux élevés. Selon la bande de fréquence considérée, la pente de la courbe, ou le degré de perte, des valeurs de corrections furent apportées, car les formules sont basées sur des choix de valeurs supraliminaire statistiques (répondant mal à la prise en charge individuelle).

On constate souvent trop de disparité d'une méthode à l'autre pour un même sujet, selon la pondération accordée aux zones aiguës par exemple (pentes de ski, zones mortes cochléaires).

Les aspects temporels ou les traits pertinents de la parole (index d'articulation) ne peuvent entrer dans les préconisations automatisées du gain cible.

Les enjeux des méthodes supraliminaire à l'heure actuelle seront d'intégrer la plage de confort, le spectre de la parole à long terme ou la dynamique résiduelle pour optimiser la qualité sonore fonction du niveau d'entrée et l'intelligibilité dans le bruit.

Toutes les méthodes restent un point de départ du protocole de choix prothétique, nécessitant de valider par la batterie de tests d'efficacité les ajustements nécessaires à un résultat du rendement prothétique au plus proche de la performance dans les situations de vie quotidienne du patient.

4

Bibliographie

AZEMA B., DEGOVE F., *Les méthodes liminaires, Précis d'Audioprothèse, Tome II, Les Editions du C.N.A, 1999, 151-205*

BIZAGUET E., *Historique des méthodes de choix prothétique, Précis d'Audioprothèse, Tome II, Les Editions du C.N.A, 1999, 61-76*

CURRAN J.R., GALSTER J.A., *The Master Hearing Aid, Trends in Amplification, Sage, 2013, 17(2), 108-134*

DILLON H., *Hearing Aids, 2nd Edition, Prescribing hearing aid amplification, Boomerang Press, Thieme, 2012, chap. 10, 286-320.*

LEFEVRE F., *Les méthodes liminaires, Précis d'Audioprothèse, Tome II, Les Editions du C.N.A, 1999, 79-107*



Méthodologies de calcul de correction auditive et mesures objectives

Xavier DELERGE, Céline GUEMAS, Stéphane LAURENT

Audioprothésistes D.E., Membres du Collège National d'Audioprothèse

Les méthodologies de calcul de la correction auditive (nous allons essayer d'éviter le terme « méthodologies de calcul de gain ») sont en quelque sorte la finalité du bilan pré-prothétique, ou le début d'une nouvelle étape qui est « l'adaptation prothétique » au sens large. Une méthodologie de calcul de correction n'est pas une finalité (une cible à atteindre et c'est fini), et avant de faire un choix de méthodologie il faut bien avoir à l'esprit ce qu'elle recouvre et ce qu'elle implique, et que même une cible, toute cartésienne qu'elle soit, reste inatteignable ou qu'il n'est pas souhaitable qu'elle le soit.

Un audioprothésiste ne pratiquant pas la mesure in-vivo pourrait s'affranchir du choix d'une méthodologie de calcul de correction auditive, et notamment pour ne citer que les plus utilisées dans le monde, NAL-NL ou DSL. Tous les fabricants, quasiment sans exception proposent en effet leur propres calculs « maison » sous des dénominations qui leurs sont propres. Il est souvent même conseillé de ne pas modifier leurs méthodes de calcul, sous peine, nous dit-on, de modifier le comportement des algorithmes des aides auditives utilisées...

Si par contre la curiosité ou une certaine rigueur intellectuelle nous poussent à mesurer in vivo le comportement de ces appareils auditifs et l'adéquation de la correction avec la surdité de nos patients, le choix actuel sur les chaînes de mesure est simple : NAL NL2 ou DSL 5.0. Ce choix ne peut pas s'effectuer par « Oui dire » : les deux méthodologies ont extrêmement évolué ces dernières années, et le choix de l'une ou de l'autre implique une connaissance de leurs bases historiques, mais aussi de données psychoacoustiques ou acoustiques plus récentes.

Historiquement, nous pourrions classer les méthodologies selon leur recherche d'égalisation (NAL-NL1, NAL-NL2, CAM2) (Moore, Alexander, Sek, & Sek, 2013; Venema, 2011), ou bien leur recherche de normalisation de la sensation sonore (DSL m i/o, CTM, PR) (M. P. Bagatto et al., 2011; Flynn, Kijne, & Esser-leyding, 2012; Venema, 2011). Dans notre esprit, cela pourrait traduire par « DSL corrige plus que NAL » puisqu'une formule d'égalisation de sonie est censée être plus « douce » qu'une méthodologie de restauration. Nous allons donc nous attacher à détailler leurs fondements respectifs en insistant sur une notion essentielle : la mesure in-vivo et donc le choix d'une méthode de correction commence dès le bilan d'orientation pré-prothétique.

DSL de l'UWO (University of Western Ontario, Canada), dès l'origine de sa conception, s'est attaché à connaître le niveau atteint en fond de conduit lors de l'audiométrie, peut-être parce que ce problème était particulièrement crucial chez l'enfant, dont les conduits sont très différents de ceux des adultes (B. R. C. Seewald & Scollie, 1999; Richard C Seewald, Moodie, & Zelisko, 1993). Ceci a dès le départ amené la méthodologie DSL à visualiser les résultats de la MIV en niveaux de sortie et dB SPL (Hawkins, Morrison, Halligan, & Cooper, 1989).

Dans le cas de NAL (National Acoustic Laboratories, Australie), la priorité a longtemps été donnée (jusqu'à NAL-NL2 non-comprise) à la représentation en gain d'insertion, en postulant que tel seuil en dB HL donnait lieu à telle correction en dB de gain d'insertion (D Byrne & Dillon, 1986; Denis Byrne, Dillon, Ching, & Katsch, 2001) pour des aides auditives linéaires puis non-linéaires. La dernière version NAL-NL2 peut donner des cibles de niveaux de sortie, mais par un biais particulier : REAG + spectre d'entrée (Dworsack-Dodge, 2012). Nous allons donc, pour tous ces points évoqués (gain d'insertion, REAG, REAR, LTASS) faire un rappel de ces terminologies.

Afin de discerner plus précisément les différentes mesures délivrées par les matériels de mesure in vivo, la norme ANSI propose depuis quelques années un acronyme à quatre lettres.

Si le « U » de Unaided signifie oreille nue et le « A » Aided avec appareil, notons surtout la dernière lettre, « R » (Response, niveau de sortie en dB SPL) ou « G » (différence entre deux niveaux de pression au tympan, donc gain).

REUR : Real Ear Unaided Response (niveau de pression acoustique au tympan oreille nue), la sonde est placée au fond du CAE et l'on mesure simplement, pour un signal donné, le niveau de pression acoustique. Une mesure difficile à interpréter avec des signaux vocaux !

REUG : Real Ear Unaided Gain. La chaîne de mesure fait ici physiquement la même mesure que pour le REUR précédent, mais en soustrayant le niveau d'entrée (d'où le « G »), on fait apparaître le gain procuré par l'oreille externe, on reconnaît alors la fameuse résonance du CAE et du pavillon (appelée Gain Naturel de l'Oreille). Au-delà de l'aspect informatif sur cette caractéristique acoustique propre à chaque oreille, le REUG sera essentiellement utilisé dans le calcul et l'affichage du REIG.

REAR : Real Ear Aided Response. Il s'agit toujours d'une mesure de niveau de pression au tympan, avec appareil en place et en marche. C'est actuellement la mesure la plus utilisée dans l'application des méthodologies.

REAG : Real Ear Aided Gain. Même mesure que précédemment (REAR) mais à laquelle on soustrait le niveau d'entrée (REAG = REAR - Le). On obtient donc le gain procuré par l'aide auditive au tympan par rapport au niveau d'entrée. C'est en quelque sorte l'équivalent du gain au coupleur 2cc mais sur le volume particulier de l'oreille d'un sujet. Le REAG n'est pas à confondre avec le gain d'insertion !

REIG : Real Ear Insertion Gain. Le gain d'insertion est la mesure la plus particulière en ce sens qu'elle résulte elle-même de deux mesures : la première oreille nue (REUR) et la seconde avec appareil en fonction (REAR). Le gain d'insertion est simplement la différence entre les deux (REAR - REUR). Il représente l'énergie acoustique fournie en plus de l'acoustique naturelle de l'oreille (REUR). On peut également l'exprimer en fonction du niveau d'entrée Le, ce qui permet de faire apparaître le REUG au lieu du REUR (REIG = REAG - REUG).

1 Précautions de mesures

Même si ce n'est pas l'objet de ces lignes, résumons en quelques mots les précautions d'usage de la mesure in vivo sans lesquelles toute tentative de rapprochement d'une cible ne serait que perte d'énergie :

- otoscopie préalable
- angle entre le haut-parleur et le sujet (de nombreuses études prônent un angle de 45°, d'autres 0°, lequel remporte souvent les suffrages, en raison de son côté pratique)
- distance entre le haut-parleur et le sujet (< 1 m), afin que le signal de test soit à dominante un champ direct et afin de permettre les mesures à niveaux élevés
- la profondeur d'insertion de la sonde dans le CAE et son corollaire en terme de précision des mesures dans les hautes fréquences (< 5 mm)
- le calibrage de la sonde en regard du microphone (qui doit lui-même être digne de confiance !)

On ne peut pas parler de mesure in-vivo et de méthodologie de transfert des informations vocales au tympan sans évoquer les « fonctions de transfert HL/SPL » des méthodologies de calcul. Une adaptation prothétique ne se joue pas forcément dans les performances du modèle d'aide auditive choisi ou dans la méthodologie

de calcul, mais très en amont dans le bilan audiométrique pré-prothétique. Il existe en effet dans notre pratique quotidienne une contradiction à recueillir des seuils en dB HL et à régler des aides auditives en dB SPL (Saunders & Morgan, 2003). Ces deux chercheurs avaient présenté il y a plus de 10 ans le cas de 5 personnes présentant les mêmes seuils en dB HL, mais des différences lorsque l'on mesurait ces seuils au tympan en dB SPL, de plus de 20dB entre elles (figures 1 et 2).

Ce qui va s'afficher comme cible de mesure In Vivo, NAL, DSL ou autres n'est pas lié au seuil mesuré en dB HL mais estimé en dB SPL au tympan (là où il n'est généralement pas mesuré donc). DSL s'est attachée jusqu'à sa version 4.1 à proposer une méthodologie essentiellement adaptée à l'appareillage de l'enfant.

Les seuls moyens audiométriques simples pour déterminer un seuil au tympan en dB SPL sont la mesure en champ libre (mais OD et OG sont difficilement dissociables) et la mesure aux inserts et le RECD (M. Bagatto et al., 2005; B. R. C. Seewald & Scollie, 1999; R C Seewald, Moodie, Sinclair, & Scollie, 1999). Concernant le casque, les moyens pour passer du niveau HL à SPL au tympan sont plus variés et basés, pour DSL, sur des études de fonctions de transfert casque/coupleur/oreille (M. Bagatto et al., 2005; R. a Bentler & Pavlovic, 1992; R. A. Bentler & Pavlovic, 1989; R. M. Cox, 1986), pour NAL sur une fonction de transfert appelée REDD, valeur moyenne pour tous les adultes (Keller, 2006). Dans tous cas, NAL

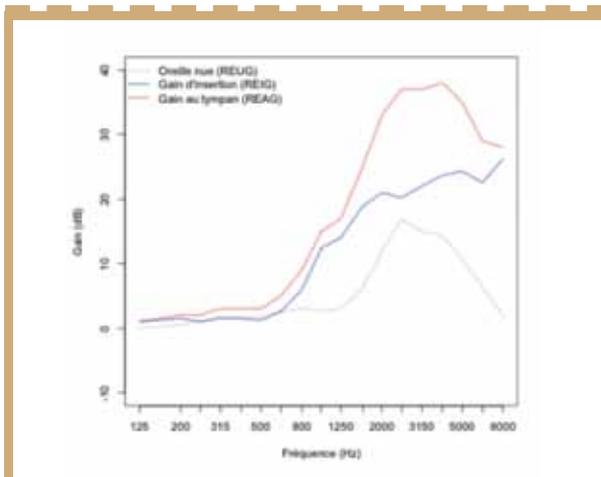


Figure 1 : exemples de REUG, REAG et REIG

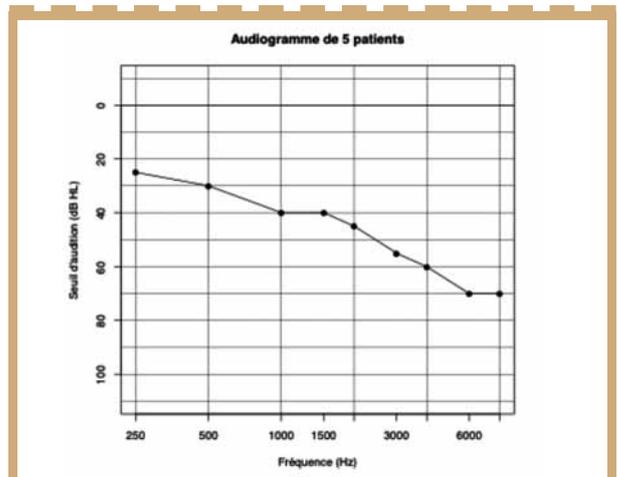


Figure 3 : 5 patients avec seuils identiques

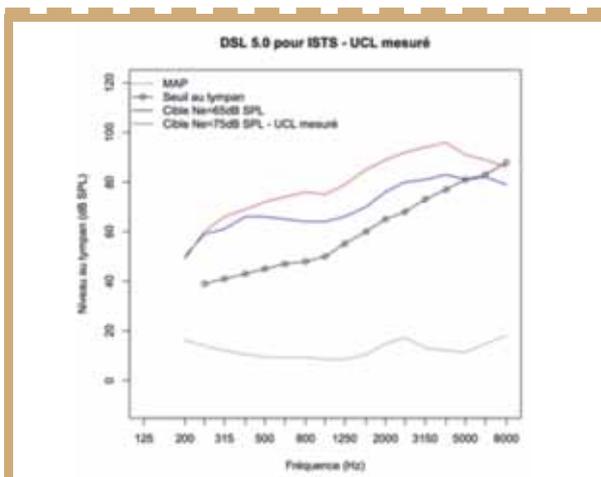


Figure 2 : exemple d'écran d'affichage REAR avec cibles DSL 5

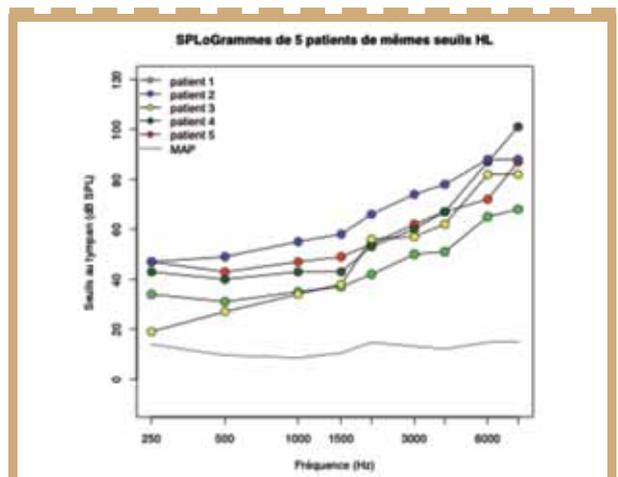


Figure 4 : Seuils aux tympan de ces 5 patients



ou DSL déconseillent vivement l'usage du casque pour l'audiométrie de l'enfant (Ching, 2003; B. R. C. Seewald & Scollie, 1999) et DSL conseille l'usage des inserts pour l'audiométrie de l'adulte. La figure 3 montre la terminologie et quelques possibilités de passage de niveaux HL aux niveaux estimés en dB SPL au tympan.

On pourra avoir la sensation, avec une même méthodologie et pour un même seuil, que fabricant(s) et chaîne(s) de mesure donnent des cibles différentes. Mais chaque méthodologie donne aux fabricants la possibilité fournir les seuils en dB HL (c'est alors la méthodologie qui se charge de la conversion), ou bien alors directement en dB SPL au tympan après leur propre conversion par les fabricants.

Dans le cas DSL, il existe des fonctions de transfert HL→SPL(tymp.) très « normalisées », avec une nette préférence pour la mesure audiométrique aux inserts EAR puis mesure du RECD individuel. Fabricants et chaînes de mesure laissent donc le plus souvent DSL effectuer les conversions. Dans le cas de NAL, les estimations en dB SPL au tympan sont moins normalisées et peu détaillées ; fabricants et chaînes de mesures en profitent donc pour passer elles-mêmes en dB SPL au tympan et fournissent directement ces seuils à la formule (Dworsack-Dodge, 2012; Ricketts & Mueller, 2009).

Les deux méthodologies peuvent également se différencier par l'usage de signaux de tests différents. DSL utilise un signal de parole

dont le spectre à long terme (LTASS) est basé sur des travaux de développement d'un signal de test réaliste dans les années 1980 (R. Cox & Moore, 1988; R. Seewald, Moodie, Scollie, & Bagatto, 2005), mais qui est en fait très proche (figure 4) des travaux plus récents ayant abouti à la création récente de l'ISTS (Denis Byrne, Dillon, & Tran, 1994).

NAL ne recommande pas l'usage d'un signal vocal particulier et ne prescrit pas de manière directe de cibles de niveaux de sortie (REAR) sur lesquelles aligner le LTASS ; NAL NL2 donne des cibles de gain au tympan (REAG), et il suffit aux chaînes de mesure de connaître le spectre du signal de test MIV en entrée, pour calculer la cible NAL de REAR, quel que soit ce signal (cible REAG+LTASS=cible REAR) (Venema, 2011).

NAL et DSL n'ont également pas la même stratégie pour les signaux censés reproduire la « voix forte », à partir de 75dB SPL. DSL, se base sur les travaux de Pearson (Olsen, 1998) qui avait mis en évidence de nette différences de densité spectrale entre la voix « moyenne » à 65dB SPL et forte à 75dB SPL. Les cibles de niveaux de sortie de DSL intègrent donc cette pondération (figure 5).

Cette pondération pour la voix forte n'existe pas chez NAL (figure 6). Concernant la voix très forte, on notera chez DSL la présence d'une

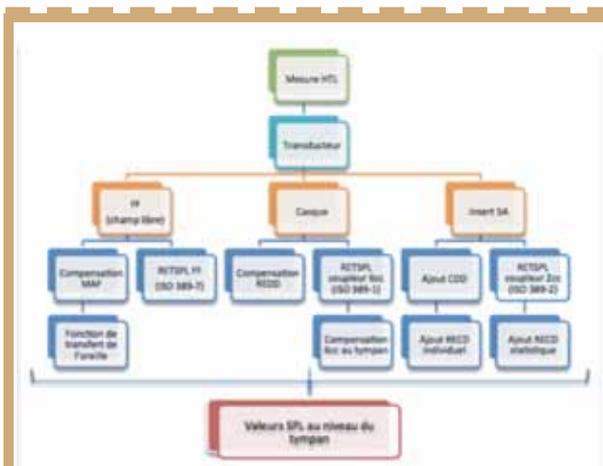


Figure 5 : Arbre logique dB HL/dB SPL au tympan selon les transducteurs

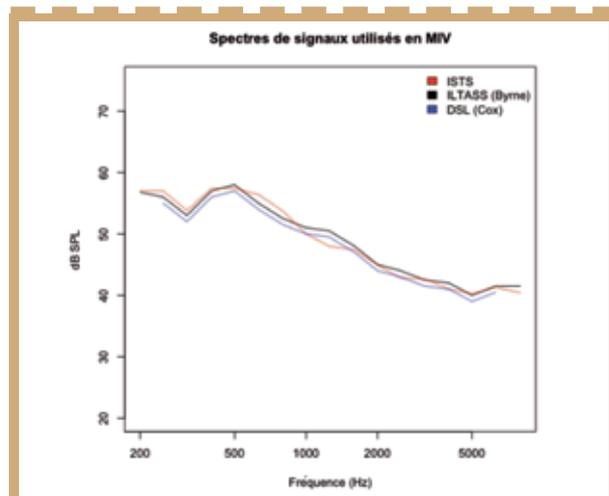


Figure 6 : Spectres à long terme de différents signaux utilisés en mesure in vivo

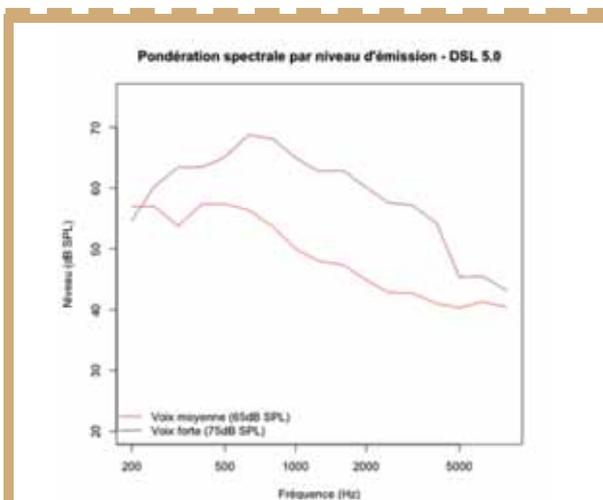


Figure 7 - Pondération spectrale de la voix forte pour DSL

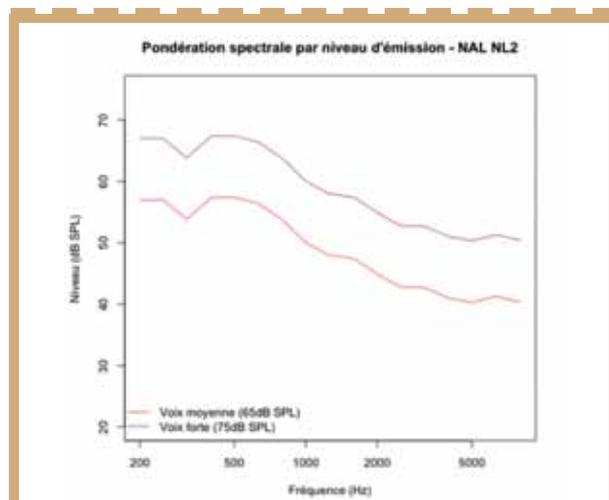


Figure 8 - Voix moyenne et voix forte pour NAL

cible spécifique aux signaux large bande, dérivée de l'UCL mesuré ou estimé : la cible BOLT (Scollie, 2005).

Toutes les cibles données par les méthodologies de calcul sont en tiers d'octave, ce qui implique une extrapolation de nos audiométries. Cette façon de calculer la correction a une justification psychoacoustique (Cole, 2009; Scollie, 2005; Traube, 2006) ; la largeur des bandes de 1/3 d'octaves est en effet assez proche de la largeur des bandes critiques (figure 7).

Une différence majeure entre les deux méthodologies réside dans l'utilisation des données mesurées des seuils subjectifs d'inconfort (SSI). NAL se base depuis toujours sur un seuil d'inconfort statistique en fonction de la perte (Pascoe, 1978). DSL utilise, s'il a été mesuré, le seuil d'inconfort du patient. Cette différence de philosophie peut avoir des conséquences importantes dans le cas de dynamiques résiduelles particulièrement réduites.

2

Conclusion

Nous l'avons vu, trois ingrédients sont indispensables pour appliquer avec rigueur des méthodologies comme DSL5 ou NAL-NL2 : (1) choix intellectuellement abouti de l'une ou de l'autre, (2) seuils audiométriques en SPL au tympan soit directement soit via des inserts en HL + RECD, (3) pratique courante de la mesure in vivo notamment dans la visualisation de signaux fluctuants comme la parole. Cette imagerie audiolinguistique au tympan ne dispense évidemment pas l'audioprothésiste de sa mission d'accompagnement du malentendant mais, bien au contraire, structure et la façon d'administrer la correction auditive et la prise en charge globale du patient. Gageons qu'elle poursuive son développement dans les années futures en fournissant des informations toujours plus riches mais indispensables pour mieux appréhender la complexité entre monde sonore et déficiences auditives.

3

Bibliographie

- Bagatto, M., Moodie, S., Scollie, S., Seewald, R., Moodie, S., Pumford, J., & Liu, K. P. R. (2005). Clinical protocols for hearing instrument fitting in the Desired Sensation Level method. *Trends in Amplification*, 9(4), 199–226. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16424946>
- Bagatto, M. P., Moodie, S. T., Malandrino, A. C., Richert, F. M., Clench, D. a, & Scollie, S. D. (2011). The University of Western Ontario Pediatric Audiological Monitoring Protocol (UWO PedAMP). *Trends in Amplification*, 15(1), 57–76. doi:10.1177/1084713811420304
- Bentler, R. a, & Pavlovic, C. V. (1992). Addendum to "transfer functions and correction factors used in hearing aid evaluation and research". *Ear and Hearing*, 13(4), 284–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1397773>
- Bentler, R. A., & Pavlovic, C. V. (1989). Transfer Functions and Correction Factors Used in Hearing Aid Evaluation and Research Free Field to Eardrum Transfer Function. *Ear and Hearing*, 10(1), 58–63.
- Byrne, D., & Dillon, H. (1986). The National Acoustic Laboratories' (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Ear and Hearing*, 7(4), 257–65. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3743918>
- Byrne, D., Dillon, H., Ching, T., & Katsch, R. (2001). NAL-NL1 Procedure for Fitting Nonlinear Hearing Aids: Characteristics and Comparisons with Other Procedures. *Journal of the American Academy of Audiology*, 51, 37–51.
- Byrne, D., Dillon, H., & Tran, K. (1994). An international comparison of long-term average speech spectra. *Journal of the Acoustical Society of America*, 96(4), 2108–2120.
- Ching, T. Y. (2003). Prescribing Amplification for Children: Adult-Equivalent Hearing Loss, Real-Ear Aided Gain, and NAL-NL1. *Trends in Amplification*, 7(1), 1–9. doi:10.1177/108471380300700102

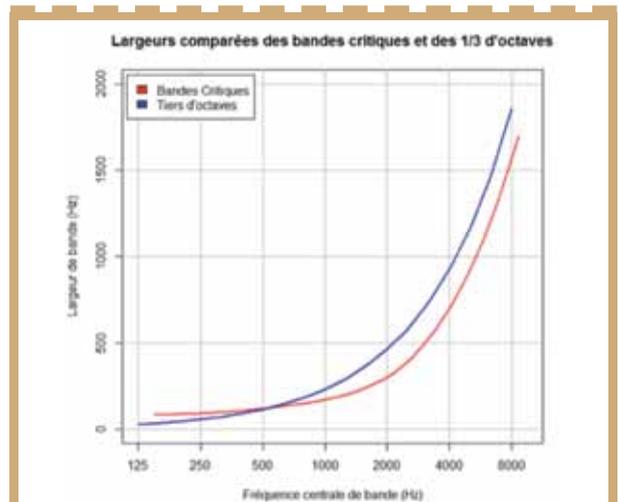


Figure 9 : Largeurs comparées des 1/3 d'octaves et des bandes critiques

- Cole, B. (2009). *SpeechMapping AudioScan* (pp. 1–12).
- Cox, R. M. (1986). NBS-9A coupler-to-eardrum transformation: TDH-39 and TDH-49 earphones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79(1), 120–3. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3944338>
- Cox, R., & Moore, J. (1988). Composite speech spectrum for hearing aid gain prescriptions. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 31(March), 102–107. Retrieved from <http://jslhr.pubs.asha.org/article.aspx?articleid=1778364>
- Dworsack-Dodge, M. (2012). *The Devil is in the Fitting Details*.
- Flynn, M. C., Kijne, J., & Esser-leyding, B. (2012). *DSL v5.0. Oticon Whitepaper*.
- Hawkins, D. B., Morrison, T. M., Halligan, P. L., & Cooper, W. a. (1989). Use of probe tube microphone measurements in hearing aid selection for children: some initial clinical experiences. *Ear and Hearing*, 10(5), 281–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2792580>
- Keller, J. N. (2006). *LOUDNESS DISCOMFORT LEVELS: A RETROSPECTIVE STUDY COMPARING DATA FROM PASCOE (1988) AND WASHINGTON UNIVERSITY SCHOOL OF MEDICINE*.
- Moore, B. C. J. B. C. J., Aleksander, S., S k, A., & Sek, A. (2013). Comparison of the CAM2 and NAL-NL2 Hearing Aid Fitting Methods. *Ear and Hearing*, 34(1), 83–95. doi:10.1097/AUD.0b013e3182650adf
- Olsen, W. O. (1998). Average Speech Levels and Spectra in Various Speaking/Listening Conditions: A Summary of the Pearson, Bennett, & Fidell (1977) Report. *American Journal of Audiology*, 7, 1–5.
- Pascoe, D. P. (1978). Clinical Measurements of the Auditory Dynamic Range and their Relation to Formulas for Hearing Aid Gain, 129–152.
- Ricketts, T., & Mueller, H. (2009). Whose NAL-NL fitting method are you using? *The Hearing Journal*, 62(8). Retrieved from http://journals.lww.com/thehearingjournal/Abstract/2009/08000/Whose_NAL_NL_fitting_method_are_you_using_.3.aspx
- Saunders, G. H., & Morgan, D. E. (2003). Impact on hearing aids targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. *International Journal of Audiology*, 42, 319–326.
- Scollie, S. . al. (2005). The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. *Trends in Amplification*, 9(4), 159–197. doi:10.1177/108471380500900403
- Seewald, B. R. C., & Scollie, S. D. (1999). Infants are not average adults : Implications for audiometric testing. *The Hearing Journal*, 52(10), 64–72.
- Seewald, R. C., Moodie, K. S., Sinclair, S. T., & Scollie, S. D. (1999). Predictive validity of a procedure for pediatric hearing instrument fitting. *American Journal of Audiology*, 8(2), 143–52. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10646198>
- Seewald, R. C., Moodie, K. S., & Zelisko, D. L. (1993). Critique of Current Approaches to the Selection and Fitting of Hearing Aids. *JSLPA*, (1), 29–38.
- Seewald, R., Moodie, S., Scollie, S., & Bagatto, M. (2005). The DSL method for pediatric hearing instrument fitting: historical perspective and current issues. *Trends in Amplification*, 9(4), 145–57. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16424944>
- Traube, C. (2006). *La sonie des sons complexes* (pp. 1–9).
- Venema, T. (2011). *Fitting Methods*.



Les méthodes liminaires d'appareillage NAL et DSL : philosophie, description, particularités et applications pratiques

La méthode NAL

Arnaud COEZ

Laboratoire de correction auditive Bizaguet, 75001 PARIS

La méthode NAL a été développée en Australie dans le réseau du 'National acoustic laboratories' (Byrne & Tonisson, 1976), à une époque où les prothèses auditives étaient analogiques, à gain linéaire, et dont le réglage principal résidait dans l'utilisation du potentiomètre de volume... Le constat d'efficacité était sans appel puisque les utilisateurs portaient peu leurs prothèses ou exprimaient des sentiments très négatifs à leur égard.

Une méthode de prescription devint dès lors souhaitable afin de choisir une prothèse auditive (et donc une amplification liée au circuit électronique analogique). Pour être utilisable, la méthode devait demeurer simple pour le clinicien. La recherche du seuil d'audition est la mesure la plus systématiquement réalisée, alors que la mesure du seuil d'inconfort et de confort font moins l'unanimité (comme en témoigne le sondage réalisé lors de l'EPU 2014 des audioprothésistes français). En ce sens, la méthode NAL est liminaire puisque le calcul du gain nécessaire requiert seulement la connaissance des seuils d'audition du malentendant.

Néanmoins dès sa conception, les objectifs sont clairement supra-liminaires : rendre intelligible la parole avec une répartition énergétique de la parole à long terme égale dans toutes les bandes fréquentielles.

Les auteurs, après une analyse statistique de nombreuses audiométries proposent une formule proche du demi gain (46% de la perte auditive) corrigée dans les fréquences graves d'une constante pour tenir de la répartition énergétique du spectre de la parole à long terme.

Cette formule montra certaines limites, et les auteurs (Byrne & Dillon, 1986) la révisèrent (NAL-Revised) afin de tenir compte d'un paramètre qui leur semblait important : la pente de la courbe audiométrique. Ils proposèrent donc une formule dans laquelle le gain à apporter était 31% de la perte à une fréquence considérée plus 15% de la perte moyenne à 500, 1 et 2kHz pour tenir compte de la perte dans les bandes fréquentielles adjacentes (Lefevre et al., 1999).

Une des préoccupations des auteurs est que ce ne soit en aucun cas trop fort pour le malentendant. La prothèse doit donc apporter le gain nécessaire pour assurer l'audibilité de la dynamique de la parole (30 dB) sans atteindre une limite interne de distorsion de l'appareil et tout en restant sous un seuil calculé d'inconfort (à partir des tables de Pascoe, 1988). La valeur retenue de niveau de sortie maximum est à mi chemin entre ces deux valeurs.

Le développement des appareils auditifs non-linéaires conduisit les auteurs Byrne et al (2001), Dillon (1999) à développer la méthode NAL NL1, qui s'appuie sur un modèle faisant intervenir l'index d'articulation (pour une revue, voir Amlani et al., 2002). Effectivement, il est possible de prévoir chez des entendants l'intelligibilité d'un matériel vocal donné en fonction de l'audibilité de chaque bande fréquentielle transmise. Au delà de 73 dB SPL, chez l'entendant, alors que l'audibilité croît, l'intelligibilité diminue (facteur de distorsion), introduisant une notion d'audibilité utile. Appliquée au malentendant, des tables ont été établies à partir de mesures

répétées rendant compte de l'intelligibilité en fonction de l'audibilité par niveau de perte d'audition chez 14 normo-entendants et 40 personnes malentendantes en faisant varier l'intensité de 30 à 90 dB SPL par pas de 10 dB (Ching et al, 1998).

Le développement des outils informatiques permet d'intégrer d'autres modèles notamment de croissance de sonie (Moore & Glasberg, 2004) pour les niveaux forts et faibles afin que le malentendant ne perçoive pas 'plus fort' qu'un entendant, lorsque est prescrit une audibilité maximale pour une intelligibilité optimale. En revoyant la méthode de calcul de l'audibilité utile, de nouvelles mesures sur 240 audiogrammes différents ont permis d'élaborer la méthodologie NAL-NL2 (Dillon et al., 2011). De plus, NAL NL2 tient compte des limites rencontrées lors de l'utilisation de NAL NL1 en prescrivant un gain plus important lors des renouvellements d'appareils auditifs, lors de l'appareillage des enfants, lors d'un appareillage monaural, etc. Des écarts qui pourraient exister entre la prescription théorique de la méthode NAL NL2 et le gain réellement donné aux patients, une méthode tenant compte des avancées technologiques et de l'évolution de nos connaissances du système auditif sera probablement proposée dans les années à venir. Effectivement, comme en témoigne les résultats préliminaires d'une étude (Rhoum et al., en cours), il est possible d'optimiser l'intelligibilité de la parole des patients pour lesquels est simplement prescrit le gain par la méthodologie NAL NL2.

Bibliographie

- Amlani AM, Punch JL, Ching TY (2002) Methods and applications of the audibility index in hearing aid selection and fitting. *Trends Amplif.* 6(3):81-129
- Byrne D & Tonisson W (1976) Selecting the gain of hearing aids for persons with sensori-neural hearing impairments. *Scand Audiol*, 5 :51-59
- Byrne D & Dillon H (1986) The National Acoustic Laboratories (NAL) new procédure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Ear & Hear*, 7 :257-265
- Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch R, Keidser G. (2001) NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *J Am Acad Audiol.* ;12:37-51.
- Dillon H (1999) NAL-NL1 : A new procédure for fitting non-linear hearing aids. *Hearing Journal*, 52, 10-16
- Ching TY, Dillon H, Byrne D (1998) Speech recognition of hearing-impaired listeners: predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. *J Acoust Soc Am.* 103:1128-40
- Dillon H, Keidser G, Ching TYC, Flax M, Brewer S (2011) The NAL-NL2 prescription procedure. *Phonak Focus.* 1-10.
- Lefevre F, Durivault J, Faggiano R, Fournier JP, Monier J, Schwob C (1999) Les méthodes liminaires. In *Les éditions du Collège National d'Audioprothèse (Ed.), L'appareillage de l'adulte : le choix prothétique.* 93-9
- Moore BC, Glasberg BR (2004) A revised model of loudness perception applied to cochlear hearing loss. *Hear Res.*;188:70-88.
- Pascoe D (1988) Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formula for hearing aid gain. In *J Jensen(Ed.), Hearing aid fitting : Theoretical and practical views. Proceedings of the 13th Danavox Symposium.* (129-152). Copenhagen : Danavox
- Rhoum S, Coez A, Rembaud F, Gutleben J, Bizaguet E (en cours), Méthodologies de prescription et réglage effectif final des prothèses auditives : rôle de l'audioprothésiste, mémoire a

La méthode DSL

Frédéric REMBAUD

Audition Frédéric REMBAUD, PERIGUEUX

1 Historique

En 1988 Seewald et Ross développent la méthode DSL au sein du National Centre of Audiology (NCA) dans l'objectif d'appareiller les enfants.

La parole amplifiée délivrée à l'enfant devait être audible, confortable dans la plus large bande passante. Sa mise en œuvre consistait en l'utilisation d'abaques qui spécifiaient des niveaux de cibles de sensations sonores pour la parole amplifiée en fonction du seuil auditif et de la fréquence.

En 1991 La méthode est informatisée (les données cibles ne changent pas par rapport à la version précédente) et constitue la première méthode assistée par ordinateur (DSL v3.0), elle allège la procédure manuelle qui était contraignante auparavant.

Cornelisse (1995) crée l'algorithme DSL (Input/Output) afin d'adapter les cibles et d'intégrer des données de sonie. Cette évolution permet de prendre en compte les nouveaux appareils WDRC et de faire correspondre une gamme de niveaux d'entrée à une gamme de niveaux de sortie en fonction de la fréquence. (DSLv4.0 et DSLv4.1).

La philosophie de cette méthode était de prendre en compte les caractéristiques acoustiques du conduit auditif qui divergent de manière importante du nourrisson à l'adulte Seewald (1985).

Les 3 principes fondamentaux de la méthode DSL sont basés sur :

- l'évaluation audiométrique.
- La prescription électroacoustique.
- La vérification de la prescription dans l'appareil.

2 Bases de construction de la méthodologie DSL

Détermination des cibles de réponse in vivo

La particularité de la méthode DSL est de déterminer des cibles de réponse in vivo oreille appareillée (REAR), à l'instar d'autres méthodes qui prescrivent des gains d'insertion in vivo (REIG). SEEWALD (1985) a déterminé des niveaux de sensations désirées en fonction de la perte d'audition (dB HL) pour chaque fréquence. (fig. 1)

$$REAR (DSL)(dB SPL) = \text{Hearing Threshold (dB SPL)} + \text{DSL level (dB SPL)}$$

Pour déterminer la réponse appareillée in vivo, la méthodologie DSL utilise le seuil d'audition au tympan en dBspl auquel elle ajoute le niveau de sensation désirée DSL.

Dans le cas de perte supérieures à 70 dBspl la méthode retire les niveaux maxima du spectre de la parole à court terme.

Détermination des seuils d'inconfort

Les seuils d'inconfort de la méthode DSL sont estimés à partir des résultats des études de PASCOE (1978) sur les seuils d'inconforts.

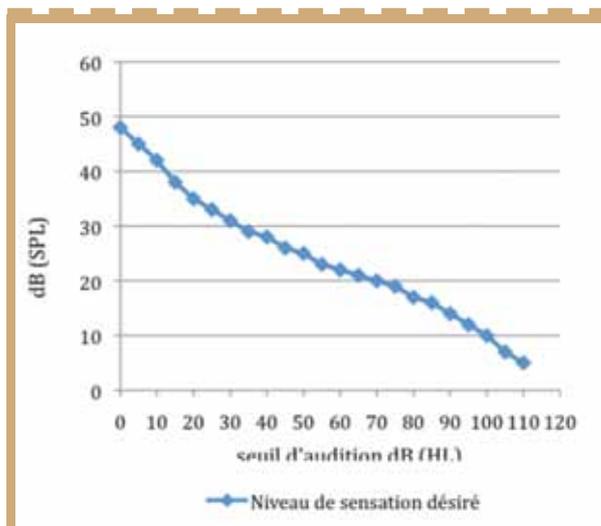


Fig. 1 : Cibles de niveau de sensation désiré en fonction du seuil d'audition à 1 KHz. Les valeurs sont très similaires aux autres fréquences (source Hearing Aids, Dillon 2000)

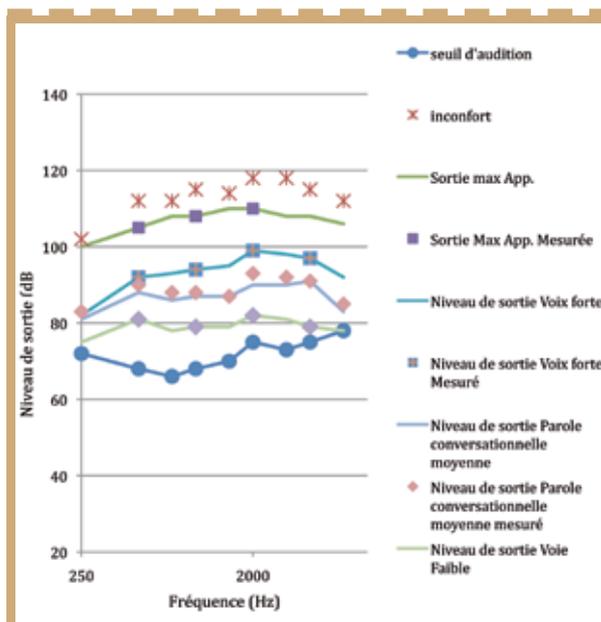


Fig. 2 : SPLogram : représentation du SPLogram d'un enfant

Le SPLogram (fig.2)

son but est de visualiser la transposition de la parole amplifiée dans le champs auditif résiduel.

Nouvelle Version de DSL : DSLv5.0

La nouvelle version de la méthode DSL adapte les nouvelles données à ses 3 principes fondamentaux :

L'évaluation audiométrique prend en compte les valeurs estimées et normalisées de PEA (nHL ou eHL). Les valeurs RECD ont été mises à jour en fonction des dernières études (Bagatto, 2005). L'équipe du NCA a mis en place un protocole de mesure du RECD pour le nourrisson.



La prescription électroacoustique voit naître l'algorithme DSL multistage Input/Output (DSLm i/o) qui permet l'abandon de la normalisation de sonie, l'amplification des sons faibles de manière plus significative ainsi qu'une adaptation plus souple sur la plage des niveaux d'entrée. Une nouvelle cible de limitation de sortie à bande large (BOLT) permet de positionner les crêtes vocales 13 dB en dessous des seuils d'inconfort (UCL).

L'originalité de la nouvelle version 5.0 est d'intégrer les niveaux d'écoute préférés des adultes et des enfants, ce qui permet d'avoir deux prescriptions différenciées (adultes et enfants). Le niveau d'écoute préféré des enfants est supérieur de 8 dB en moyenne par rapport à celui des adultes. L'étude a permis aussi de déterminer un niveau d'expérience (niveau d'écoute préféré des adultes nouvellement appareillé).

Les modifications prennent en compte les dernières données en terme de correction d'événements, de surdité de transmission ainsi que la binauralité.

La prescription adulte est corrélée aux niveaux d'écoute préférés des adultes et les taux de compression multicanaux sont adaptés pour fournir une audibilité des indices vocaux confortables. La prescription enfant tient compte des niveaux d'écoute préférés des enfants appareillés avec des taux de compression multicanaux permettant une audibilité accrue des indices vocaux.

La vérification de la prescription se fait par mesure in vivo avec des stimuli vocaux adaptés à la mesure REAR (COX, ISTS, ...)

Evaluation Audiométrique	Prescription électroacoustique	Vérification de l'aide auditive
<ul style="list-style-type: none"> • compatibilité avec les données PEA • Actualisation des normes RECD • Actualisation du protocole de mesure RECD 	<ul style="list-style-type: none"> • Algorithme DSLm[i/o] • Niveaux d'entrée vocaux • Prescriptions pour les enfants et les adultes • Prescriptions pour le calme et le bruit • Modifications pour les pertes de transmission et les adaptations binaurales 	<ul style="list-style-type: none"> • Types de signaux et niveaux • Prescriptions multi-niveaux

Source : Scollie, Bagatto, Seewald, Beaulac : Centre National d'Audiologie, University of Health, Western Ontario University, London, Ontario.

3 Conclusion

L'approche historique de la méthode nous permet de comprendre la philosophie voulue par l'équipe canadienne. La méthode DSL 5 est une méthode d'appareillage liée à la mesure SPL dans le conduit auditif, elle permet d'appareiller aussi bien les enfants que les adultes, elle doit faire l'objet d'une attention particulière à la détermination des seuils d'inconfort pour être utilisée de façon optimale.

4 Bibliographie

Bagatto M, Moodie S, Scollie S, Seewald R, Moodie S, Pumford J, Liu KP.(2005)Clinical protocols for hearing instrument fitting in the Desired Sensation Level method. *Trends Amplification*;9(4):199-226.

Cornelisse LE, Seewald RC, Jamieson DG (1995) The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust Soc Am. Mar*; 97(3):1854-64.

Cornelisse LE, Seewald RC, Jamieson DG (1995) The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust Soc Am. Mar*; 97(3):1854-64.

Pascoe (1978) An approach to hearing aid selection. *Hear. Instr.* 29, 12-16 and 36.

Ross, M., and Seewald R.C. (1988). Hearing aid selection and evaluation with young children. In F.H.Bess (Ed.), *Hearing Impairment in Children* (pp. 190-213). York Press.

Ross, M., and Seewald R.C. (1988). Hearing aid selection and evaluation with young children. In F.H.Bess (Ed.), *Hearing Impairment in Children* (pp. 190-213). York Press.

Scollie S, Seewald R, Cornelisse L, Moodie S, Bagatto M, Laurnagaray D, Beaulac S, Pumford J. (2005) The Desired Sensation Level multistage input/output algorithm.*Trends Amplification* ;9(4):159-97.

Seewald RC, Ross M, Spiro MK (1985) Selecting amplification characteristics for young hearing-impaired children, *ear and Hearing janv. Fév.* (6); 48-53

Seewald, R., Stelmachowicz, P.G., and Ross,M. (1987). Selecting and verifying hearingaid performance characteristics for youngchildren. *Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology*, 20, 25-38.

Seewald, R.C., Zelisko, D.L., Ramji, K., and Jamieson, D.G. (1991). DSL 3.0: A computer assisted implementation of the Desired Sensation Level Method for electroacoustic selection and fitting in children. The University of Western Ontario.

Comparaison des méthodes NAL et DSL

Jehan GUTLEBEN

Audition GUTLEBEN, Mulhouse

Dans les années 1990 et 2000, de nombreuses études ont comparé les méthodes NAL et DSL. Certaines ont conclu en faveur de la méthode australienne (Snik, 1995 ; Ching, 1997, 1999), d'autres en faveur de la canadienne (Snik, 1995 ; Jenstad, 1999, 2000 ; Scollie, 2000). Ce constat a conduit les deux laboratoires à collaborer pour une étude en double aveugle, menée sur 48 enfants appareillés selon NAL NL1 et DSLv4 (Ching, 2010). Les résultats ont conclu à l'absence de différence significative entre les résultats des deux méthodes, bien que les courbes de réponses prescrites diffèrent de façon importante. Ce paradoxe s'explique en partie par les aides auditives utilisées, dont la technologie ne permettait pas une précision de réglage suffisante pour respecter les écarts de prescriptions de gain. Néanmoins, DSL était préférée pour l'écoute des voix faibles, alors que NAL était avantageuse pour l'écoute dans les environnements bruyants. L'équipe australienne a observé que plus la perte auditive était faible, plus NAL était préférée.

Les deux laboratoires ont souhaité renouveler l'étude selon le même protocole en double aveugle, sur des enfants atteints de pertes plus importantes, appareillés à l'aide de prothèses plus récentes selon les méthodologies NAL NL1 et DSLv5. Ceci a abouti à une nouvelle publication en 2013, dont les conclusions étaient plus contrastées :

- la perception de phrases dans le silence est meilleure avec DSLv5, mais équivalente pour les phrases dans le bruit, et les consonnes dans le silence
- au test de jugement de l'intelligibilité vocale, 7 enfants ont préféré DSLv5, 2 ont préféré NAL NL1
- les questionnaires PEACH (évaluation qualitative par les parents de l'audition des enfants) et TEACH (évaluation qualitative par les enseignants de l'audition des enfants) ont révélé la méthode DSLv5 égale ou légèrement meilleure à NAL NL1 dans toutes les situations d'écoute
- le questionnaire SELF (évaluation qualitative par les enfants de leur propre audition) montrait une préférence pour NAL NL1 dans les restaurants et centres commerciaux, et pour DSLv5 dans les autres environnements
- la lecture du datalogging des prothèses a mis en évidence un temps d'utilisation du réglage DSL légèrement, mais significativement, supérieure à celle du réglage NAL
- à l'issue de cette étude, 60 % des enfants a souhaité conserver la méthodologie DSLv5, 27 % a souhaité conserver NAL NL1, et 13 % n'avait pas de préférence.

Une autre étude comparative (Ching, 2013) s'est intéressée au risque d'aggravation de la perte auditive liée à l'amplification préconisée par les méthodes NALNL2 et DSLv5 pour l'appareillage d'enfants. Cette compa-

raison est basée sur des modèles mathématiques (Macrae, 1994) permettant de prédire l'élévation des seuils d'audition en fonction des niveaux d'exposition sonore. Les conclusions montrent que pour un enfant avec un seuil d'audition en plateau ou en pente dans les aigus, la prescription NAL NL2 n'implique pas de risque tant que la perte n'excède pas 90 dBHL pour des niveaux d'entrée moyen (65 dBspl) ou élevé (80 dBspl) ; concernant la prescription DSLv5 pour les mêmes types de perte, un niveau d'entrée moyen ne conduit pas non plus à un risque d'aggravation, alors qu'un niveau d'entrée élevé induit un risque dès 70 dBHL de perte.

Dans le même principe d'évaluation mathématique des méthodes, une autre étude (Johnson, 2013) compare les versions NAL NL2 et DSLv5 sur les critères d'indice d'articulation, et d'audibilité des hautes fréquences. Les conclusions révèlent que l'audibilité avec la méthode DSLv5 est supérieure (pour l'enfant) ou égale (pour l'adulte) à celle de la méthode NAL NL2, alors que l'indice d'articulation avec NAL NL2 est supérieur à celui obtenu avec DSLv5 (pour les deux groupes d'âge). Ces conclusions sont globalement confirmées par une revue de publications présentée dans ce même article.

Pour finir cette comparaison des deux méthodes, nous avons confronté les courbes REAG (figures 1b et 2b) prescrites selon NAL NL2 et DSLv5 pour des adultes, pour deux audiométries types choisies arbitrairement : une perte plate de 55 dBHL avec un niveau d'inconfort à 85 dBHL, et une perte en forte pente avec une zone inerte cochléaire au-delà de 4000 Hz (figures 1a et 2a). Le logiciel utilisé est Otosuite v4.70, et les autres paramètres sont identiques aux deux prescriptions (évent fermé, utilisateur débutant). Les cibles violettes et bleues présentent respectivement les prescriptions à 50 et 80 dB d'entrée selon un niveau d'inconfort (UCL) estimé par la méthode ; les cibles oranges et vertes présentent les mêmes niveaux d'entrée selon un UCL « mesuré » (cf audiométries). Pour NAL, les courbes violettes et oranges sont confondues, ainsi que les bleues et vertes, puisque seul d'UCL estimé est possible.

Pour le premier cas (perte plate), on observe qu'avec l'UCL estimé le taux de compression de DSL est nettement plus faible que celui de NAL ; avec l'UCL mesuré, cela reste vrai au basses fréquences.

Pour le deuxième cas (pente de ski), on observe quelque soit l'UCL que NAL prescrit plus de gain à la fréquence de coupure (1500 Hz), et surtout limite fortement l'amplification pour la zone inerte cochléaire (au-delà de 4000 Hz)

En conclusion, bien que les fondements philosophiques soient différents (utilisation d'un UCL mesuré pour DSL et estimé pour NAL), et

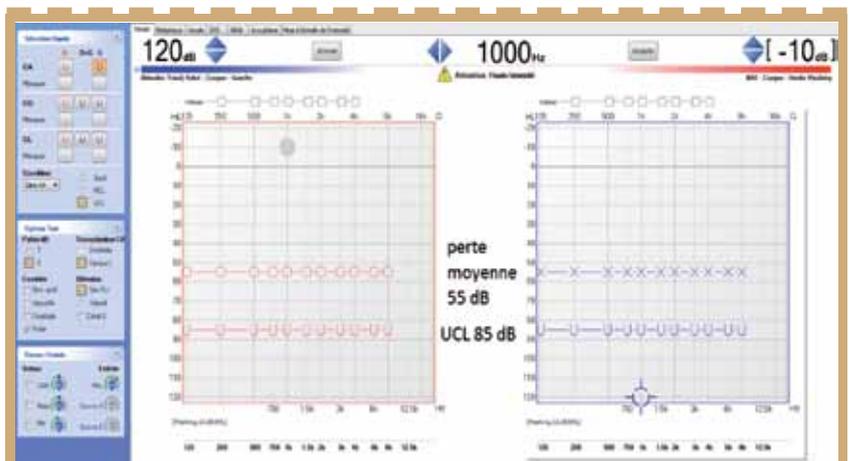


Figure 1a : audiométrie d'une perte auditive moyenne



qu'elles conduisent à des prescriptions différentes, les études comparatives publiées ne font pas ressortir de vainqueur. Retenons que ces méthodes, développées pour optimiser l'intelligibilité dans le silence, ne donnent aucune recommandation pour l'usage des traitements de signaux actuels (microphones directionnels, algorithmes anti-bruit, techniques d'abaissement fréquentiel). Elles ne sont donc pas des fins en soi, et de nouvelles évolutions sont à espérer pour prendre en compte les derniers progrès technologiques des aides auditives.

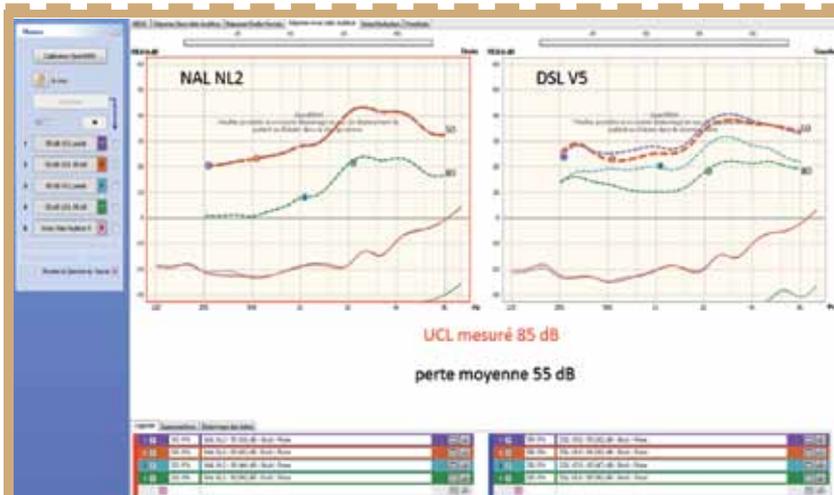


Figure 1b : REAG prescrits selon l'audiométrie de la figure 1a

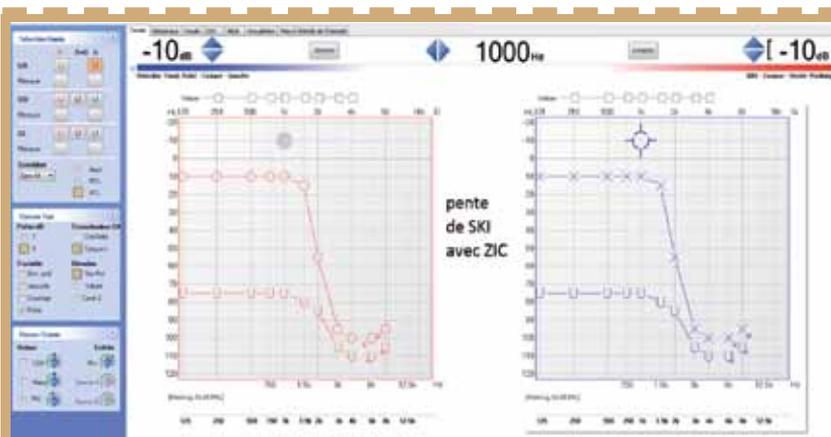


Figure 2a : audiométrie d'une perte auditive de type pente de ski

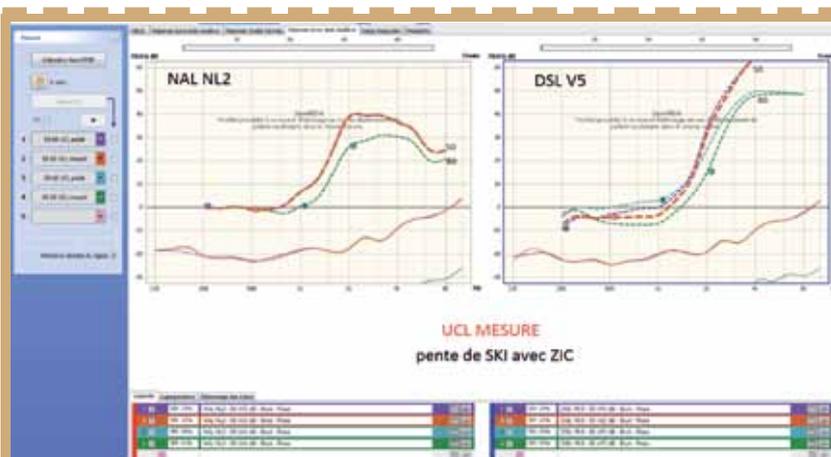


Figure 2b : REAG prescrits selon l'audiométrie de la figure 2a

Bibliographie

Ching T.Y.C., Newall P, Wigney D, 1997. Comparison of severely and profoundly hearing-impaired children's amplification preferences with the NAL-RP and DSL 3.0. *Scand Audiol*, 26, 221-222.

Ching T.Y.C., Newall P, Wigney D, 1999. Clinical use of paired comparisons to evaluate hearing aid fitting of severely/profoundly hearing impaired children. *Aus New Zeal J Audiol*, 21, 51 – 63.

Ching T.Y.C., Scollie S., Dillon H., Seewald R., 2010. A cross-over, double-blind comparison of the NAL-NL1 and the DSL v4.1 prescriptions for children with mild to moderately severe hearing loss. *Int J Audiol*, 49, 4-15

Ching T.Y.C., Newall P, Quar T.K., Sharma M., 2013. Evaluation of real-world preferences and performance of hearing aids fitted according to the NAL-NL1 and DSL v5 procedures in children with moderately severe to profound hearing loss. *International Journal of Audiology*, 52 : 322 – 332

Ching T.Y.C., Johnson E.E., Seeto, Macrae J.H., 2013. Hearing-aid safety : A comparison of estimated threshold shifts for gains recommended by NAL-NL2 and DSL m[i/o] prescriptions for children. *Int J Audiol*, 52 : S39 – S45

Cornelisse L.E., Jenstad L.M., Seewald R.C., Shantz J., 1999. Comparison of linear gain and wide dynamic range compression hearing aid circuits : Aided speech perception measures. *Ear Hear*, 20, 117-126.

Cornelisse L., Jenstad L.M., Pumford J., Seewald R.C., 2000. Comparison of linear gain and wide dynamic range compression hearing aid circuits, II : Aided loudness measures. *Ear Hear*, 21 32-44.

Dekok K., Moodie K.S., Scollie S.D., Seewald R.C., 2000. Preferred listening levels of children who use hearing aids : Comparison to prescriptive targets. *J Am Acad Audiol*, 11, 230-238.

Johnson E.E., 2013. Modern prescription theory and application : Realistic expectations for speech recognition with hearing aids. *Trends in amplification*, 17 : 143

Macrae J.H., 1994. Prediction of asymptotic threshold shift caused by hearing-aid use. *J Speech Hear Res*, 37, 1450-1458.

Scollie S, Ching T.Y.C., Seewald R., Dillon H., Britton L., Steinberg J., and Corcoran J., 2010. Evaluation of the NAL-NL1 and DSL v4.1 prescriptions for children : Preference in real word use. *Int J Audiol*, 49, 49-63

Snik A.F.M., Stollmann M.H.P., 1995. Measured and calculated insertion gains in young children. *Br J Audiol*, 29, 7-11

van den Borne S., Brokx J.P.L., Hoekstra C., Snik A.F.M., 1995. Hearing-aid fitting in profoundly hearing-impaired children : Comparison of prescriptive rules. *Scand Audiol*, 24, 225-230.



Méthodologies de transfert de la dynamique : philosophie, description, particularités et applications pratiques. Exemple théorique et pratique du PR (Pré-réglage).

Xavier RENARD Audioprothésiste, Lille

En préambule, précisons qu'une méthode de transfert de la dynamique est par essence même une méthode supraliminaire. Il faut entendre par cela une méthode dont les niveaux supraliminaires ont été mesurés.

1

Un peu d'histoire

Voyons tout d'abord les diverses filiations dans ce type de méthode.

En toute première origine, il faut citer Balbi (1935) qui a été le premier à penser « partager l'aire auditive résiduelle par une médiane se situant entre le seuil d'audition et le seuil inconfortable ». Mais l'idée de ce précurseur a été mal comprise puisqu'on a assimilé cette médiane à un concept de niveau le plus confortable soit, en quelque sorte, le MCL des Anglo-Saxons.

Wallenfels (1967) dans « Theory of Bisection » prend, à 1000 et 4000 Hz, en dB SPL, la bissectrice entre Seuil et UCL. Il diminue cette valeur de 65 dB pour définir le gain. Il pense que ce niveau d'écoute optimal est comparable au MCL. Mais « le MCL n'a pas de relation directe avec la Médiane Théorique de la Dynamique contrairement aux premières publications de Wallenfels qui croyait que cette MTD, nommée par lui « Optimal Hearing Level » était comparable au seuil d'audition le plus confortable (MCL). » Le Her, 2008. Les Cahiers de l'Audition. 21, 6, 41.

Konig (1967, 1972) eut la même intuition que Balbi et pensa diviser l'aire dynamique tonale en deux.

Keller (1972, 1979) est aussi parfois cité dans cette filiation. Mais s'il mesure Seuil et Inconfort, il estime, sans le mesurer, le MCL comme étant situé 2/3 au-dessus du Seuil et 1/3 au-dessous de l'Inconfort. Il compare la ligne obtenue à la courbe 75 phones, représentative pour lui du MCL de l'entendant.

Enfin, Boorsma (1977) reprend à son tour l'idée de Konig. Il divise en 2 le champ auditif du patient à 1000 Hz et définit le gain comme cette valeur diminuée de 55 phones. Le potentiomètre de l'appareil était ensuite bloqué. Il présente une communication à la Société Belge d'ORL qui a pour titre : « De l'utilité du Pré-réglage de l'intensité des prothèses auditives chez certains enfants et adultes ».

Nous avons eu la chance de rencontrer Arjen Boorsma à cette époque suite à un concours de circonstances. A cette époque nous effectuions beaucoup d'appareillages d'enfants comme le faisait lui-même notre confrère bruxellois. Nous étions tous très attachés à la recherche du seuil prothétique. Un jeune collaborateur s'était étonné de notre démarche estimant que le patient sourd entendait au-delà et non au deçà de son seuil auditif. Nos rencontres très fructueuses avec cet éminent audiologiste nous ont permis de prolonger sa démarche intellectuelle en étendant l'idée initiale à l'ensemble des fréquences de 250 à 6000 Hz tout en corrélant nos recherches aux résultats cliniques sur nos patients.

Cette démarche a permis d'aboutir à une première publication en 1978 qui avait pour titre : « Contribution à l'étude de l'appareillage auditif par la méthode du Pré-réglage de BOORSMA. Utilisation de la chaîne de mesures dans le choix prothétique ». Et, 5 ans plus tard, en 1983, à la publication chez Arnette du livre sur « La méthode du Pré-réglage pour le choix de l'appareillage auditif ». Depuis cette publication les recherches se sont prolongées et la présentation qui suit va inclure toutes les évolutions.

2

Vous avez dit Pré-réglage ?

Nous avons volontairement repris cette terminologie de Pré-réglage suite à la publication originelle de Boorsma (1977) car il nous semblait évident et de plus hautement respectueux de ne pas modifier le terme qu'il avait choisi.

Toutefois et ceci est aussi un élément d'histoire, nous avons vu fleurir à ce moment-là, comme nous le voyons encore, une multitude de méthodes appelées « Pré-réglage » mais qui n'ont strictement rien à voir avec la méthode que nous allons décrire.

3

Principe du Pré-réglage

L'idée maîtresse de la méthode du Pré-réglage est la suivante :

Transférer, par le gain de la prothèse, le milieu de la dynamique statistique de l'audition de l'entendant au milieu de la dynamique résiduelle de l'audition du sourd.

Elle se double de deux obligations :

- Ne permettre à aucun signal amplifié d'atteindre et, a fortiori, de dépasser les valeurs du Seuil d'Inconfort, selon le vieux principe du « Primum non nocere »,
- Réguler dans la dynamique résiduelle les énergies différentielles d'un son faible à fort.

4

Cheminement intellectuel

Dans notre cheminement intellectuel, nous avons utilisé les normes pour repérer le Seuil Normal d'Audition Binaurculaire en Champ Libre ainsi que le Seuil Subjectif d'Inconfort (S.S.I.), classiquement retenu par tous les auteurs au niveau de la courbe isosonique 120 phones. Ce seuil qui est atteint, par un entendant parfaitement équilibré au plan auditif, dès 114 phones compte tenu de la sommation binaurculaire de la sonie (6 dB) pour les niveaux supraliminaires de plus de 40 dB SPL (Caussé et Chavasse, 1941).

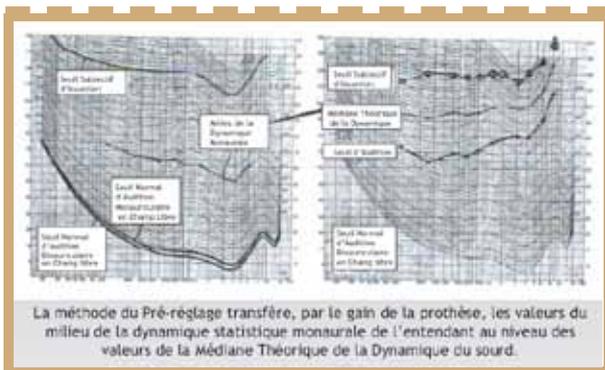


Selon les travaux des mêmes auteurs (1942), par majoration de 3 dB du Seuil Normal d'Audition Binaurculaire en Champ Libre, a été déduit le Seuil Normal d'Audition Monaurculaire en Champ Libre.

Il a été facile de quantifier entre ces deux courbes la dynamique auditive monaurale statistique normale d'un sujet entendant. Elle est de l'ordre de 110 dB pour toutes les fréquences de 250 à 6000 Hz.

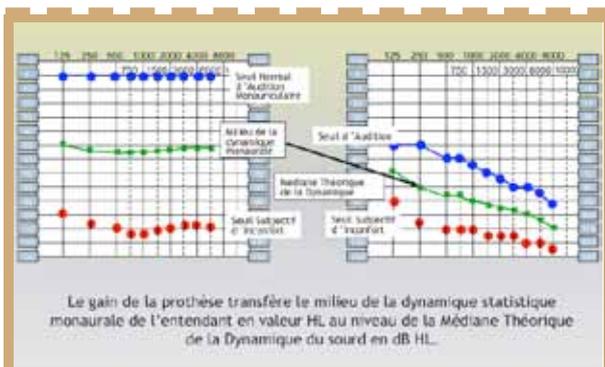
De la même façon, il fut aisé de préciser les valeurs, en dB SPL, du milieu de cette dynamique. Elles se situent de 67,5 dB à 250 Hz à 52,5 dB à 4000 Hz avec une légère remontée à 62,5 dB à 6000 Hz, ce qui correspond à une pente en régulière déclive. L'observation en est très intéressante : on remarque de suite l'absence de correspondance avec une ligne plate tracée à 60 dB SPL ainsi qu'avec la courbe isosonique 60 phones. Ceci explique d'ailleurs qu'elle ne peut être classiquement référée à un niveau de confort moyen, MCL, ou notre Seuil Subjectif de Confort, SSC.

La Méthode du Pré-réglage transfère donc ces valeurs du Milieu de la Dynamique monaurale Statistique de l'Entendant (MDSE), repérées en dB SPL, au niveau des valeurs de la Médiane Théorique de la Dynamique du sourd (MTD), mesurées directement en dB SPL ou transformées en dB SPL si le Seuil d'Audition et le Seuil Subjectif d'Inconfort ont été relevés en décibels HL.



En dB HL, le Milieu de la Dynamique Monaurale Statistique de l'Entendant se situe à 55 dB \pm 2 pour toutes les fréquences comprises entre 250 à 6000 Hz. Ce sont ces valeurs qui sont transférées, par le gain de l'appareil, au niveau de la Médiane Théorique de la Dynamique du sourd en dB HL.

Boersma qui avait initialement pensé prendre comme référence 55 phones comme calcul du gain, lui a rapidement préféré la valeur de 55 dB HL pour toutes les fréquences. Il s'agissait bien là d'une prémonition de génie !



5

Bilan d'Orientation prothétique

Mais bien entendu persistent et doivent absolument persister tous les tests et examens d'orientation prothétique ainsi que tous les tests et examens de contrôle d'efficacité prothétique. La Méthode du Pré-réglage n'est destinée qu'à la détermination du choix de l'appareillage et de ses réglages en fonction de l'ensemble des examens qui ont précédé et la solution prothétique retenue, à l'issue de la démarche méthodologique, doit être contrôlée par les examens classiques.

Ce bilan d'orientation prothétique va comprendre : l'anamnèse, le bilan tonal, le bilan vocal, les tests complémentaires et les tests à visée pronostique. Il doit être réalisé avec excellence car il conditionne la qualité même de la Méthode du Pré-réglage.

Il est d'ailleurs essentiel, comme nous l'avons écrit, en 1997, dans l'avant-propos du Tome I du Précis d'Audioprothèse sur Le Bilan d'Orientation Prothétique, de prendre tout le temps qu'il faut pour effectuer ce bilan et de n'omettre aucune question ni aucun test. De même qu'il est indispensable de toujours penser à la clinique.

Anamnèse

L'anamnèse correspondra exactement à l'anamnèse décrite dans le chapitre 1 du Tome I du Précis d'Audioprothèse de l'adulte. Elle émane de l'anamnèse utilisée par tous les confrères Pré-régulateurs qui avait été éminemment travaillée et détaillée au sein de la Société Scientifique Internationale du Pré-réglage. C'est cette anamnèse qui a été présentée lors du 1^{er} EPU du Collège National d'Audioprothèse.

Bilan tonal

Le bilan tonal comprendra d'abord une recherche, de 250 à 6000 Hz, en voix aérienne et en conduction osseuse, avec un signal pulsé à environ 2,5 battements par seconde. Ces seuils devront être recherchés avec la plus grande précision. Nous recommandons d'appliquer la procédure qui est décrite comme étant, par expérience, la mieux adaptée à l'audiométrie prothétique (Tome I du Précis d'Audioprothèse).

Le bilan tonal comprendra en outre une audiométrie tonale supra-liminaire. Si on regarde la littérature anglo-saxonne, elle définit un grand nombre de terminologies et indique finalement que l'on peut mesurer, en fonction des consignes, des procédures, des méthodes d'examen et des stimuli, un Inconfort Initial, un Inconfort Notoire ou un Inconfort Extrême.

En ce qui nous concerne, nous ne recherchons certainement pas le Seuil de Douleur, hélas encore indiqué dans des ouvrages récents d'audiométrie comme étant la limite haute du champ auditif, mais nous recherchons le Seuil de Désagrément, c'est-à-dire celui au-delà duquel on entrerait dans l'Inconfort Tonal.

Nous avons d'ailleurs, dès 1978, proposé la dénomination de Seuil Subjectif d'Inconfort (SSI) car nous voulions insister sur la mesure subjective de ce seuil.

Deux écoles se sont opposées pour la mesure de ce seuil.

1. Une recherche avec participation du patient. Malheureusement, selon son caractère optimiste, pessimiste ou craintif, celui-ci fournit des réponses souvent entachées d'erreurs. Et l'on risque de relever des seuils qui vont de la simple gêne à la douleur. Cette méthode est malheureusement encore classiquement prônée.

2. Une recherche sans participation du patient. Au contraire, on focalise son attention sur l'analyse qu'il fait de la clarté, de la netteté et de la force des signaux déjà entendus lors de la recherche des seuils auditifs mais perçus cette fois de façon plus intense. Nous préconisons de rechercher le tout premier signe de désagrément signalé par le patient. Il peut s'agir d'une tension musculaire au niveau du front, des joues, des yeux ; d'une réaction globale de comportement ; d'une émission vocale. Souvent, à la survenue du seuil de désagrément, la réaction du patient est relativement identique, vocale ou gestuelle par exemple, pour toutes les fréquences testées.

Nous confirmons qu'il faut aller bien au-delà de ce que proposait Wallenfels en 1967 : « Dès que vous voyez les muscles autour des yeux débiter une contraction vous avez la mesure ».

Et ce n'est pas si difficile que cela ! Il faut simplement dire : « Je sais à présent comment vous entendez les sons faibles. Nous allons vérifier maintenant comment vous entendez les sons plus forts. Je vais vous les faire entendre à chaque oreille. Vous me direz si vous les entendez bien. Si ces bruits, les mêmes que tout à l'heure, mais plus forts, sont bien clairs, bien nets. N'ayez pas peur, ce sera fort, mais cela ne vous fera pas mal ».

Et l'on débute par le 250 Hz, à une intensité supraliminaire moyenne, en faisant croître doucement l'intensité du signal (5 dB par seconde environ). On observe scrupuleusement le patient et on coupe l'émission au 1^{er} signe de désagrément. Cette procédure est refaite de 500 à 6000 Hz. Puis, sur la moins bonne oreille avec la même procédure (décrite dans le Tome I du Précis d'Audioprothèse).

On peut donner quelques conseils liés à l'expérience.

1. Maintenir l'attention du patient sur l'analyse des signaux : clarté, netteté, force.
2. Adapter la vitesse de croissance du signal au recrutement que l'on subodore et ne pas hésiter, dans des zones de fort recrutement, à travailler par pas de 1 dB.
3. Ne pas regarder son audiomètre mais être absolument figé et imperturbable en observant le patient.
4. Dès la survenue d'un signe de désagrément, cesser instantanément l'émission du signal de stimulation pour ne pas créer le moindre risque de gêne et, a fortiori, de traumatisme sonore compte-tenu des niveaux générés.
5. Cet examen doit se dérouler rapidement.

En procédant de la sorte, nous pensons que nous déterminons un Inconfort Initial qui est en liaison avec les signes d'un tout premier désagrément.

Bien entendu, nous limitons la part de subjectivité du patient mais nous incluons notre propre subjectivité. Ceci explique la dénomination de Seuil Subjectif d'Inconfort que nous avons proposé il y a longtemps.

Enfin, pour en finir avec le SSI, il faut dire que, malheureusement, tous les espoirs fondés sur une approche objective ont été déçus. En particulier, avec la mesure du Réflexe Stapédien qui n'est pas lié de façon stricte ni régulière au SSI.

Il n'empêche que Boorsma disait souvent : « Pour appareiller un patient, je pourrais à la rigueur ne pas connaître ses Seuils d'Audition mais je ne peux me passer de la connaissance de ses Seuils d'Inconfort ».

Nous pensons en outre qu'un grand nombre d'échecs d'appareillage est dû à un défaut de prise en compte de Seuils Subjectifs d'Inconfort justes.

Bilan vocal

Le bilan vocal est évidemment indispensable.

Il comprendra d'abord une première analyse pour repérer le Seuil Subjectif de Confort Vocal (SSCV) et le Maximum Acceptable Vocal (MAV), ces termes ayant été proposés par De Bock.

Le Seuil Subjectif de Confort Vocal sera recherchée :

- oreille par oreille,
- par essais conversationnels directs,
- en émettant toujours en Voix Moyenne, cette voix étant parfaitement calibrée par le Vu-mètre de l'audiomètre, les crêtes de parole venant atteindre, sans le dépasser, le 0 Vu-mètre,
- en faisant varier l'intensité selon la demande du patient.

Il faut noter si le seuil indiqué est un seuil très précis ou, au contraire, s'il s'agit d'une plage de confort vocal, et porter la valeur de ce SSCV sur l'audiogramme dans la zone 1500 à 3000 Hz. Si dans cette zone le SSCV est proche de la MTD, la corrélation tonale-vocale est très satisfaisante (excepté dans le cas de pertes auditives en fortes pentes de ski ou de zones auditives non perçues).

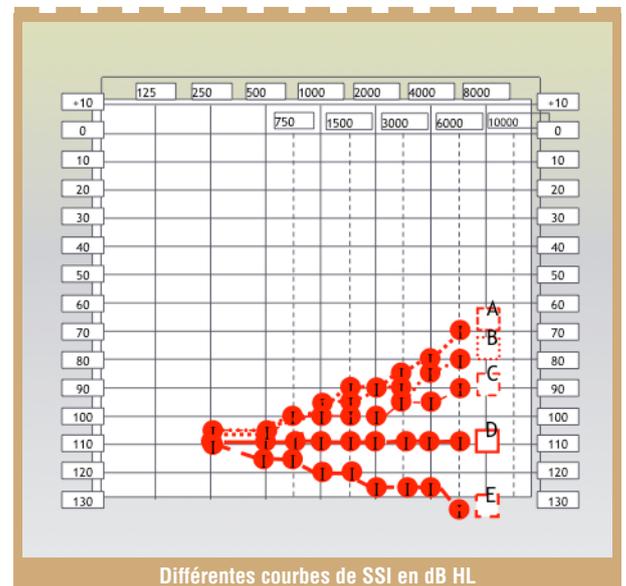
Le Maximum Acceptable Vocal sera recherché exactement de la même façon. On notera également s'il s'agit d'un seuil précis ou d'une plage de confort vocal en portant les valeurs de ce MAV sur l'audiogramme dans la zone fréquentielle concernée selon la pente des SSI. Si, comme nous allons le voir de suite, les correspondances sont satisfaisantes, la corrélation tonale-vocale est à nouveau confirmée.

Pour réaliser ce comparatif SSI-MAV, nous nous appuyons sur un travail princeps : « Spectre à long terme de la parole en valeurs crête », publié en 2002 dans un numéro spécial des Cahiers de l'Audition (Volume 15, Numéro 3), par Hilaire, Renard X., De Bock, Vervoort, Lurquin et Lefèvre.

On peut répartir les diverses courbes de SSI, en dB HL, selon leur pente entre les sons de 250 et 6000 Hz :

- ascendante de plus de 27 dB (A),
- ascendante de 17 à 27 dB (B),
- ascendante de moins de 17 dB (C),
- plate des graves vers les aiguës (D),
- descendante des graves vers les aiguës (E).

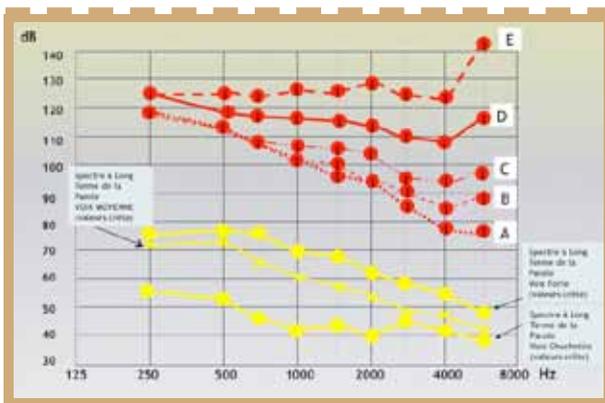
Dans la pratique quotidienne, les courbes de type D et E sont les plus couramment relevées.





Ces diverses courbes sont aisément transposables en dB SPL. Nous référant à la publication citée plus haut, on observe, en regardant les Spectres à Long Terme de la Parole en valeurs crête, que Voix Forte, Voix Moyenne et Voix Chuchotée ne sont pas du tout parallèles.

Si l'on regarde les moyennes des intensités sur des cohortes de sujets rigoureusement sélectionnés, entre la post-puberté et l'avant ménopause, quand la voix est bien stable, on observe des variations nettement plus importantes pour la Voix Chuchotée et Forte que pour la Voix Moyenne. C'est pour ce motif que nous préconisons d'utiliser la Voix Moyenne, parfaitement calibrée au Vu-mètre comme dit précédemment, que nous allons amplifier par l'atténuateur de l'audiomètre.

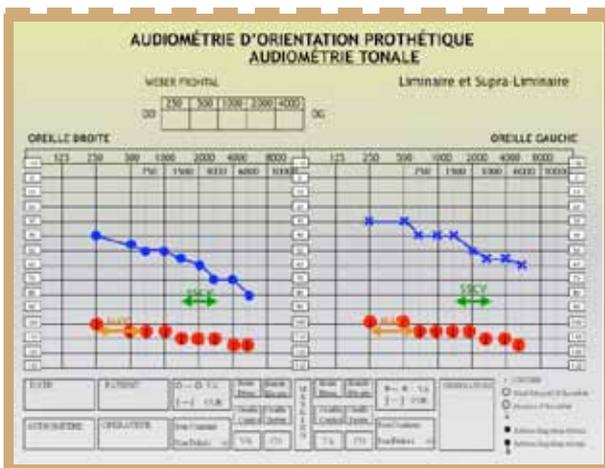


Ce Spectre à long Terme de la Parole, en Voix Moyenne, amplifié linéairement par l'atténuateur de l'audiomètre va s'approcher des diverses courbes de SSI référencées plus haut.

Au fil de l'amplification, ce spectre viendra correspondre :

- aux seules fréquences aiguës (3000, 4000 et 6000 Hz) pour la courbe A des SSI,
- à toutes les fréquences de 250 à 6000 Hz pour la courbe B des SSI,
- aux seules fréquences graves (250, 500 et 750 Hz pour les courbes C, D et E des SSI.

Il est donc important de noter directement sur l'audiogramme la valeur du MAV dans les zones référées selon la pente de la courbe des SSI en dB HL. Ceci permet de confirmer ou d'infirmer l'existence d'une bonne corrélation tonale-vocale.



La seconde analyse portera sur l'audiométrie vocale dans le silence et l'audiométrie vocale dans le bruit.

L'audiométrie vocale dans silence doit être réalisée avec des listes cochléaires de Lafon, oreille par oreille, sans labio-lecture, avec masking controlatéral éventuel. Il faut effectuer quelques listes à une intensité allant de légèrement moins forte que le SSCV à légèrement plus forte que le MAV, si cela est possible, le tout en ordre aléatoire. Il ne faut surtout pas se contenter d'une liste unique au niveau du SSCV : elle n'aurait quasiment aucun intérêt et nous priverait d'informations solides que nous allons développer plus loin.

Portez bien entendu les scores obtenus par votre patient sur le graphique de résultats.

On doit y voir :

- une corrélation entre le Seuil Subjectif de Confort Vocal et la MTD ciblée dans la zone 1500 à 3000 Hz.
- un Maximum d'Intelligibilité atteint au niveau du MAV en particulier dans les cas de dynamiques relativement grandes.
- le début de la dégradation de l'intelligibilité en liaison avec la majoration de l'intensité, tout spécialement dans les cas de dynamiques pincées.

Dans le cas d'ancienne privation sensorielle, on peut également observer des dégradations de l'intelligibilité en liaison avec l'accroissement de l'intensité. Parfois aussi, le Seuil Subjectif de Confort Vocal indiqué se trouve à un niveau moindre que le niveau de la MTD. De même, on peut observer un Maximum Acceptable Vocal indiqué par le patient à un niveau bien trop précoce car l'intelligibilité continue à se maintenir pour des intensités plus fortes. Dans ce cas il faut définir une valeur de MAV Corrigé. Une fois de plus, dans ces cas, la clinique doit primer.

Il faut ensuite comparer les résultats de chaque oreille à la probabilité d'erreurs phonétiques en fonction de la perte tonale.

Un moyen facile de calcul de la probabilité d'erreurs phonétiques à partir de la courbe d'audiométrie tonale a été fourni par Jean-Claude Lafon. Il est décrit dans le tome I du Précis d'Audioprothèse. Il permet de calculer, pour 60, 80 et 100 dB HL, les scores théoriques d'intelligibilité phonétique en fonction du Seuil d'Audition et de les comparer aux scores d'intelligibilité réellement obtenus par le patient. On peut donc expliquer au patient, à son ou ses accompagnants, à sa famille, au médecin traitant ainsi qu'au médecin ORL que, par exemple, la privation sensorielle ancienne a rendu les scores obtenus par le patient plus faible que ne le laissait prévoir la perte tonale. Dans les cas de grande dissymétrie inter-auriculaire, on observe souvent que la meilleure oreille obtient un score légèrement supérieur à la probabilité d'erreurs phonétiques alors, qu'a contrario, la mauvaise oreille voit son score réel nettement moins bon que ce à quoi on aurait pu s'attendre.

L'audiométrie vocale dans le bruit est également essentielle car elle permettra de quantifier les effets de l'appareillage lors du contrôle immédiat d'efficacité prothétique et tout au long du suivi prothétique. Mais elle ne participe pas directement aux divers calculs du Pré-réglage.

Tests complémentaires

Les tests complémentaires vont comprendre :

- la mesure du Seuil Subjectif de Confort (SSC) et l'observation de la variation de sonie. A faire avec des inserts ou au casque avec des sons purs pulsés ou du Warble Tone ou en champ libre avec du Warble Tone.

- la mesure du recrutement par le test de Lüscher, le Fowler, le Sisi test ou l'audiométrie automatique de Bekesy.
- la mesure des réflexes stapédiens en impédancemétrie par le test de Metz. Il faut demander aux ORL de réaliser le plus systématiquement possible cette recherche car elle permet d'aboutir à un calcul des Facteurs de Compression basé sur un test objectif. Rien n'empêche d'ailleurs l'Audioprothésiste de réaliser cette recherche dans un but prothétique.
- la mesure des distorsions de temps lorsqu'elles sont imaginées. Soit par un test de clics pour le pouvoir séparateur, soit par le test de Leman - Renard par exemple pour la discrimination temporelle, même si une absence de solution existe au niveau du traitement du signal.
- la mesure des distorsions de hauteur si elles sont imaginées.

Dans ce domaine des tests complémentaires, le logiciel « Distorsions » d'Yves Lasry est d'un très grand intérêt clinique. Il nous permet d'investiguer des pathologies, qu'un jour sans doute, des traitements de signaux complémentaires nous permettront de traiter.

Tests à visée pronostique

Enfin, les tests à visée pronostique vont comprendre :

- le temps de réponse vocale.
- la capacité attentionnelle et les effets des distracteurs.
- la fatigabilité, l'anxiété, la nervosité et la motivation pour l'appareillage.
- la mesure de la mémoire immédiate par mesure d'emplans de chiffres. Ce test est particulièrement intéressant pour nous. Il faut le réaliser en audition binaurale, au niveau des SSCV, diminués de 5 dB par oreille, idéalement avec lecture labiale. Les scores normaux sont de 7 ± 2 pour les adultes. Il est très intéressant, par exemple, de pouvoir expliquer à un patient, n'ayant obtenu qu'un Span 4, la nécessité de pouvoir bénéficier d'un débit de parole ralenti et de transférer cette information au conjoint, mais aussi à la famille, au médecin traitant et au médecin ORL.

Incidence des travaux sur la parole

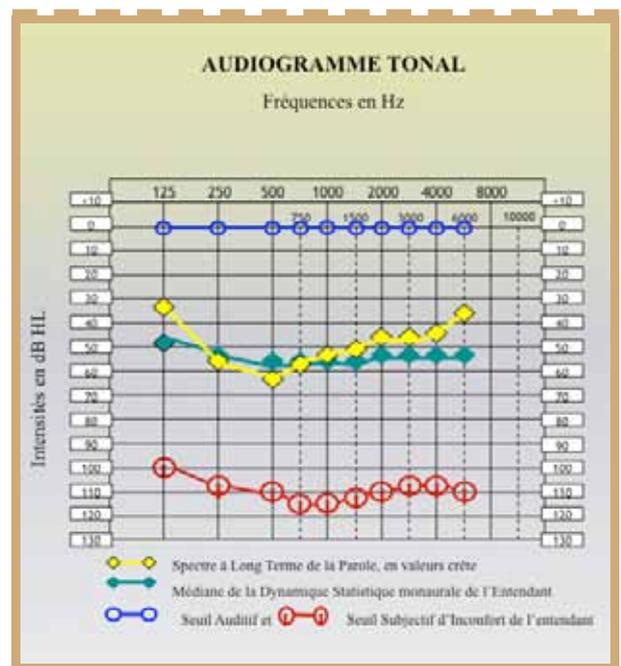
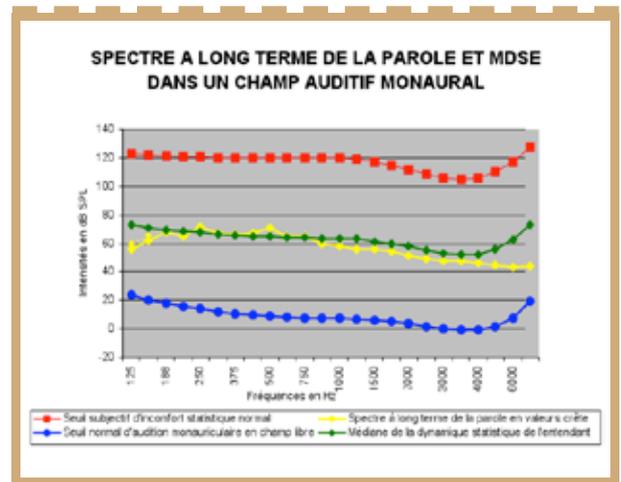
Les travaux référés plus haut montrent que la dynamique entre Voix Chuchotée et Voix Forte est de l'ordre de 30 dB au maximum. Par ailleurs, confronté à un patient sourd, le locuteur a tendance à passer d'une Voix Moyenne à 1 mètre à une Voix Forte à 25 cm. Dans cette situation, la dynamique est de l'ordre de 30 dB. De Bock avait proposé cette valeur de 30 dB comme devant être transférée entre le milieu du champ auditif résiduel et le Maximum Acceptable Vocal.

Ainsi, aux seules fréquences où le MAV correspond aux SSI, comme explicité plus haut, si MAV moins MTD est plus petit que 30 dB, on peut effectuer un calcul des Facteurs de Compression basés sur la Vocale, même si, pour son exécution, le Pré-réglage ne s'appuie uniquement que sur les Facteurs de Compression basés sur la Tonale. Par ailleurs, on peut noter que :

- les valeurs, en dB SPL, du Milieu de la Dynamique Statistique de l'Entendant présentent des différences de l'ordre de 20 dB entre celle de la fréquence 125 Hz et celle de la fréquence 4000 Hz.
- les différences d'intensité selon les fréquences sont à peu près identiques pour des sons d'une parole émise à une intensité donnée. Il y a toujours plus d'intensité dans les fréquences graves, que ce soit pour la Voix Chuchotée, Moyenne ou Forte,

- le niveau moyen de la Parole correspond à peu près au Milieu de la Dynamique Statistique de l'audition de l'Entendant.

Si, sur un graphique SPL ou HL, on trace le Spectre à Long Terme de la Parole, en valeurs crête, on s'aperçoit qu'il flirte avec les valeurs de la Médiane de la Dynamique Statistique de l'Entendant.



Nous avons dit : « L'idée maîtresse du Pré-réglage est de : Transférer, par le gain de la prothèse, le milieu de la dynamique statistique de l'audition de l'entendant au milieu de la dynamique résiduelle de l'audition du sourd.

Elle se double de deux obligations :

- Ne permettre à aucun signal amplifié d'atteindre et, a fortiori, de dépasser les valeurs du Seuil d'Inconfort, selon le vieux principe du « Primum non nocere »,
- Réguler dans la dynamique résiduelle les énergies différentielles d'un son faible à fort ».

Mais on aurait pu très bien dire :

« Transférer, par le gain de la prothèse, l'énergie statistique moyenne des sons de parole au milieu de la dynamique résiduelle de l'audition du sourd.



Elle se double de deux obligations :

- Ne permettre à aucun signal amplifié (parole ou bruit) d'atteindre et, a fortiori, de dépasser les valeurs du Seuil d'Inconfort, selon le vieux principe du « Primum non nocere »,
- Réguler dans la dynamique résiduelle les énergies différentielles de la parole et du bruit ».

6

Un peu de pratique

Voyons, en pratique, les différents calculs appliqués dans la Méthode du Pré-réglage.

Gain d'Insertion (GI) à la Médiane Théorique de la Dynamique du Sourd (MTD) =

Médiane Théorique de la Dynamique (MTD), en dB SPL

Médiane de la Dynamique Statistique de l'Entendant (MDSE), en dB SPL

Exemple : Soit, à 2000 Hz, la MTD d'un patient située à 84 dB SPL. La MDSE est de 58 dB à cette fréquence.

Le gain d'insertion est de $84 - 58 = 26$ dB

Ce GI théorique sera éventuellement diminué des corrections citées plus loin.

Ceci valait également pour tous les niveaux d'entrée des appareils linaires.

Avec l'arrivée des appareils à gain adaptatif, L. et D. Dodelé ont proposé, en 1992, à la Société Scientifique Internationale du Pré-réglage une formule permettant de calculer le Gain d'Insertion aux divers Niveaux d'Entrée pour les appareils adaptatifs. Chevillard a également développé, quelque temps après, une formule de calcul du GI pour ces types d'appareils.

$$G = SA + \left(\frac{G_{in} - SA}{MDSE_{in} - c} \right) (I - c)$$

Pour une fréquence déterminée,

G = Gain d'Insertion (en dB) pour un niveau d'entrée de I en dB SPL

S.A. = Seuil Auditif (en dB HL)

G_{in} = Gain d'Insertion calculé par la méthode du P.R. pour I = M.D.S.E. en dB SPL

M.D.S.E. = Médiane de la Dynamique Statistique de l'Entendant en dB SPL

c = conversion des dB HL en dB SPL

I = Niveau d'entrée en dB SPL

Formule de DODELÉ

Niveau de Sortie Max, fréquence par fréquence =

SSI, en dB SPL,

+

Résonance de l'oreille externe (très communément appelé Gain Naturel de l'Oreille ou GNO)

-

Corrections éventuelles (Stéréophonie, Fréquentielles, Audiométrique, Pédiatrique)

Exemple : Soit, à 4000 Hz, un SSI de 99 dB SPL.

Un GNO, à cette fréquence, de 14 dB.

Une somme de correction de 5 dB.

Le Niveau de Sortie Max, à 4000 Hz, est de $99 + 14 - 5 = 108$ dB SPL. On comprend l'importance extrême de relever le Gain Naturel de l'Oreille pour chaque oreille du patient. En effet, un GNO statistique plus élevé qu'en réalité autoriserait un Niveau de Sortie Max trop fort !

Niveau de Sortie pour chaque Niveau d'Entrée, fréquence par fréquence =

Niveau d'Entrée, en dB SPL,

+

G.I. pour ce Niveau d'Entrée

+

Résonance de l'oreille externe (très communément appelé Gain Naturel de l'Oreille ou GNO)

Exemple : Soit, à 2000 Hz, pour un Niveau d'Entrée de 60 dB SPL,

Un G.I. de 20 dB, un GNO de 12 dB,

Le Niveau de Sortie pour un Niveau d'Entrée de 60 dB SPL = $60 + 20 + 12 = 92$ dB SPL

Une fois de plus on comprend l'importance de relever le GNO réel de chaque oreille du patient.

Facteurs de Compression, fréquence par fréquence =

Pour toutes les fréquences où Dynamique du Sourd est < Dynamique de l'Entendant :

Dynamique Statistique de l'Entendant / Dynamique résiduelle du Sourd

Exemple : Soit, à 2000 Hz :

Dynamique Statistique de l'Entendant = 108 dB

Dynamique résiduelle du Sourd = 54 dB

F.C. = $108 / 54 = 2$

Enclenchement : 20 à 30 dB SPL

En cas de double Facteur de Compression, pour toutes les fréquences =

F.C. = 4 au minimum

Enclenchement : 75 dB SPL

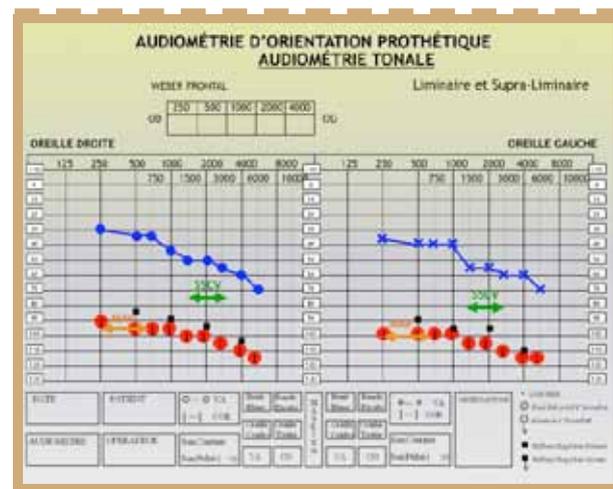
Avant le MPO

Enfin, la feuille Excel présentée à l'EPU est reproduite ci-après.

Il s'agit du Pré-réglage (fiche In vivo) de l'oreille droite d'un appareillage stéréophonique d'un adulte.

Les corrections sont les corrections stéréophoniques (6 dB / F.C.) et audiométriques (3 dB car examen par pas de 5 dB).

Voir tableau page suivante.



29/01/15		CHOIX PROTHETIQUE : METHODE DU PRE-REGLAGE								
Albert P.		250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
I N V I V O	OREILLE DROITE									
	SA HL	30	35	35	45	50	50	55	60	70
	SSI HL	90	95	95	95	100	100	105	110	115
	DYNAMIQUE	60	60	60	50	50	50	50	50	45
	SSCV HL	75								
	MAV HL	95								
	RS HL		85		90		95		105	
	MTD HL	60	65	65	70	75	75	80	85	92,5
	Corrections HL vers SPL	14	9	8	7	6	4	0	-1	8
	SA SPL	44	44	43	52	56	54	55	59	78
	SSI SPL	104	104	103	102	106	104	105	109	123
	MTD SPL	74	74	73	77	81	79	80	84	100,5
	GNO	1	1	2	2	5	12	14	13	5
	GNO Statistique	1	2	3	2,5	6	12	15	14,5	6,5
	SA SPL entendant	14	9	8	7	6	4	0	-1	8
	SSI SPL entendant	121	120	120	120	117	112	106	106	117
	DYNAMIQUE entendant	107	111	112	113	111	108	106	107	109
	MDSE SPL	67,5	64,5	64	63,5	61,5	58	53	52,5	62,5
	Cor. Enfant Statistique	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Cor. Stéréo Statistique	3,4	3,2	3,2	2,7	2,7	2,8	2,8	2,8	2,5
Correction Stéréo										
Corrections Fréquentielles										
Corrections Audiométrie	3	3	3	3	3	3	3	3	3	
Corrections totales	6,4	6,2	6,2	5,7	5,7	5,8	5,8	5,8	5,5	
Niveau de Sortie MAX	99	99	99	98	105	110	113	116	123	
A la MDSE : GI Théorique	7	10	9	14	20	21	27	32	38	
A la MDSE : GI Corrigé	0	3	3	8	14	15	21	26	33	
A P P A R E I L L A G E B I N A U R I C U L A I R E	SSI SPL entendant	121	120	120	120	117	112	106	106	117
	Gain d'Insertion	-23	-22	-23	-24	-17	-14	-7	-3	1
	Niveau de Sortie	99	99	99	98	105	110	113	116	123
	100 dB SPL d'Entrée	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	Gain d'Insertion	-14	-13	-14	-13	-7	-7	-4	0	11
	Niveau de Sortie	87	88	88	89	98	105	110	113	116
	90 dB SPL d'Entrée	90	90	90	90	90	90	90	90	90
	Gain d'Insertion	-10	-8	-9	-7	-2	-2	2	6	16
	Niveau de Sortie	81	83	83	85	93	100	106	109	111
	80 dB SPL d'Entrée	80	80	80	80	80	80	80	80	80
	Gain d'Insertion	-5	-4	-5	-1	4	3	7	11	22
	Niveau de Sortie	76	77	77	81	89	95	101	104	107
	70 dB SPL d'Entrée	70	70	70	70	70	70	70	70	70
	Gain d'Insertion	-1	1	0	4	9	9	12	16	28
	Niveau de Sortie	70	72	72	76	84	91	96	99	103
	65 dB SPL d'Entrée	65	65	65	65	65	65	65	65	65
	Gain d'Insertion	1	3	2	7	12	11	15	19	31
	Niveau de Sortie	67	69	69	74	82	88	94	97	101
	60 dB SPL d'Entrée	60	60	60	60	60	60	60	60	60
	Gain d'Insertion	3	5	5	10	15	14	17	22	34
Niveau de Sortie	64	66	67	72	80	86	91	95	99	
50 dB SPL d'Entrée	50	50	50	50	50	50	50	50	50	
Gain d'Insertion	8	10	9	15	20	20	23	27	40	
Niveau de Sortie	59	61	61	67	75	82	87	90	95	
40 dB SPL d'Entrée	40	40	40	40	40	40	40	40	40	
Gain d'Insertion	12	15	14	21	26	25	28	32	46	
Niveau de Sortie	53	56	56	63	71	77	82	85	91	
30 dB SPL d'Entrée	30	30	30	30	30	30	30	30	30	
Gain d'Insertion	17	19	19	27	31	30	33	38	52	
Niveau de Sortie	48	50	51	59	66	72	77	81	87	
20 dB SPL d'Entrée	20	20	20	20	20	20	20	20	20	
Gain d'Insertion	21	24	23	32	37	36	39	43	57	
Niveau de Sortie	42	45	45	54	62	68	73	76	82	
SA SPL entendant	14	9	8	7	6	4	0	-1	8	
Gain d'Insertion	24	29	29	39	44	44	49	54	65	
Niveau de Sortie	39	39	39	48	55	60	63	66	78	
Facteurs de Compression										
FC basé sur la Tonale	1,78	1,85	1,87	2,26	2,22	2,16	2,12	2,14	2,42	
FC basé sur la Vocale		1,80		2,00		2,00		2,00		
FC basé sur le RS										

Méthode du Pré-réglage de Xavier REINARD : FOX-PR Version 12.2014



Les méthodes d'appareillages : Utilisation, intérêts et limites des méthodes fabricants, variabilités, artefacts, données chiffrées

Philippe LURQUIN CHU St Pierre, 1000 Bruxelles

1 Introduction

Imaginons un instant les découvertes d'un étudiant en audioprothèse qui s'adonne à une programmation sous Noah pour la première fois...

La première découverte qu'il fera est de découvrir des courbes de réponse en fréquence et un tableau de chiffres. Ce dernier curieusement ne correspond pas aux cibles graphiques. Elles tiennent compte de l'acoustique (théorique) de l'embout mais ne donnent aucune indication quant au gain fourni ou à l'énergie acoustique transmise au tympan. Ces valeurs « arbitraires » ne sont-elles pas sans grand intérêt pour le réglage de l'appareil ?

Dans un second temps nous pourrions observer le comportement des logiciels « fabricant » en matière de compression de dynamique. En effet un des principes de base des méthodologies d'appareillage est de fournir à la fois, l'intelligibilité nécessaire et suffisante tout en préservant une sensation de confort au malentendant.

Le réglage des compresseurs est laissé libre aux constructeurs et aux concepteurs de logiciel à l'exception d'une règle de compression maximale dans NAL n1 pas toujours respectée dans les logiciels d'ailleurs (Keidser & al 2012) cfr ultra.

Une méthode simple de vérifier le comportement de votre logiciel préféré est de « nourrir » Noah avec deux audiométries tonales liminaires identiques mais en mentionnant un seuil d'inconfort proche du seuil d'audibilité sur une oreille seulement et de l'autre côté de ne pas mentionner de seuil d'inconfort. De cette façon malgré les seuils tonaux identiques, on simule deux oreilles très différentes : la première présente un recrutement sévère, voire une hyperacousie et de l'autre une tolérance maximale rencontrées souvent dans les surdités mixtes ou de transmission.

Selon les logiciels ou dans un même logiciel mais pour deux familles différentes le réglage proposé par le logiciel sera très différent.

Dans le pire des cas le réglage sera identique, dans le meilleur des cas la compression sera importante pour l'oreille recrutante et l'amplification sera quasi-linéaire pour la surdité sans inconfort notifié.

L'exercice est très intéressant et permet dans un second temps de vérifier pour une marque, une famille d'appareils voire un type les modifications de seuil et taux de compression. En effet lorsque l'audioprothésiste choisi de faire confiance à une méthodologie « générique » tel NAL n1 ou DSL v5 (en particulier dans le cas de la méthode NAL), l'absence de SSI sera (plus ou moins selon le fabricant) compensée par un calcul extrapolé sur base du seul seuil d'audibilité.

2 Audibilité et confort

Entre les deux la bonne pratique audioprothétique balance...

Il est tellement simple d'augmenter le gain ou les taux de compression d'un ACA pour obtenir une audibilité meilleure. Une autre chose est tout aussi simple : diminuer le gain pour offrir du confort. Le passage de l'un à l'autre de ces extrêmes ne nécessite que quelques clics. L'Art réside dans l'équilibre... Dans leur étude de 2012, Levitt R. et Flexer C. évoquent la meilleure audibilité mesurée au moyen de l'indice d'articulation (Pavlovic C. 1988, 1989) parmi les appareils hauts de gamme de six fabricants. Les résultats varient en fonction des gains et des CR. La réponse la plus surprenante semble être que l'audibilité est meilleure avec la méthode NALr (Byrne & Dillon 1986) qu'avec les algorithmes spécifiques des ACAS modernes. Ceci constitue à notre sens la preuve que les différentes méthodologies NAL ont successivement prévu de moins en moins de gain et donc que les méthodologies fabricants actuelles, souvent proche de NAL n12 prévoient moins de gain que les anciennes versions de la méthodologie australienne.

La raison est sans doute à chercher auprès du vieillissement de la population en près de 30 ans, à l'amélioration de la Santé Publique, à la moindre exposition dans l'industrie lourde et aux mesures de protection au sein des industries bruyantes par les responsables des secteurs « Sécurité & Hygiène ». Ainsi le patient plus âgé, moins sourd et sans exposition préalable à des niveaux de bruit « toxiques » d'aujourd'hui diffère t'il certainement du patient des années quatre-vingts.

Cette évolution des caractéristiques de la presbycousie dans les pays industrialisés amène une correction des versions obsolètes des règles psychoacoustiques qui ont présidés à la réalisation de mesures rétrospectives ayant permis la définition de règle de prédiction statistique.

3 Défauts des méthodes rétrospectives

Le problème des moyennes

Toute méthode rétrospective est établie sur base d'une analyse statistique de prédiction (calcul de régression) à partir d'une équation liant deux variables (la perte auditive ou la dynamique et le gain par exemple). Cette prédiction statistique amène une série de facteurs correctifs obtenus par la différence entre la cible attendue et la moyenne des réponses de l'échantillon. L'étendue des nuages de points obtenus montre la variété des comportements auditifs pour une même perte et devrait inciter à la prudence, la compréhension et l'humilité. (Keidser & coll 2012)

La quantité de sujets testés

La difficulté d'établir corrélation et régression sur de grands échantillons amène à ce que des méthodes telles que NAL (appliquée par centaines de milliers de fois chaque année par des milliers d'audioprothésistes) sont vérifiées sur des échantillons réduits (quelques dizaines de sujets testés) (voir par exemple l'évaluation de NAL sur 44 patients par Byrne & Cotton, en 1988)

4

Le niveau d'accommodation par rapport à la cible

La mesure du seul seuil d'audibilité ne laisse pas transparaître l'habitude que le patient a du port d'un appareil de correction auditive. Dans les méthodes supra-limaires basées sur le confort ou sur la médiane de la dynamique l'évolution des niveaux de confort ou des SSI amènera un correctif au gain prescrit. Dans les méthodes liminaires la notion de niveau d'accommodation, de la prise en considération de l'expérience préalable d'une correction auditive prend tout son sens. Généralement les firmes fournissent une correction du gain optimal (normalement seulement obtenu après plusieurs mois de port régulier de la correction auditive) en réduisant pour les utilisateurs débutants le gain soit sur l'ensemble du spectre soit sur une bande fréquentielle limitée aux aigus. Selon les marques deux, trois voire quatre ou cinq étapes peuvent être franchies. Cette différence en fonction du fournisseur modifie le gain pendant la période d'accoutumance, soit plus ou moins la première année du port de l'appareil.

5

Cinq mythes à propos des méthodes « fabricants »

1. Toutes les cibles utilisées par différents marqués sont plus ou moins les mêmes

La littérature existante révèle quelques analyses (Keidser & al 2003 ; Seewald & al 2008). Elles ont en commun avec la nôtre de n'étudier que les appareils haut de gamme (de l'époque de la publication), de comparer les cibles pour des patients « expérimentés », de simuler la situation à partir d'audiogramme-type (courbe plate, courbe inversée, perte croissante dans l'aigu, pente de ski avec graves et médiums conservés et pente de ski avec grave dégradés).

Dans notre étude nous sommes partis d'une perte régulière en chute dans l'aigu (de 20 dB à 500 jusque 70 dB à 4000 Hz). Aucun seuil d'inconfort n'a été introduit. Nous avons comparé les cibles pour quatre appareils de haut de gamme récents chez quatre grands fabricants (Resound ,Phonak, Oticon ,Siemens). Nous avons réalisé notre mesure à bas ,moyen et haut niveau d'intensité (soit 50, 65 et 80 dB) en comparant la méthode de chaque fabricant à des méthodes génériques anciennes et récentes (NAL n1 et NAL n2, DSL i/o et DSL v5) telles qu'elles figurent dans le programme de chaque fabricant.

Les conditions ont été encodées de façon identique pour chaque méthode (âge, expérience, sexe, langue parlée, ventilation, etc). (Figure 1)

Plus étrange est le comportement des taux de compression en raison de l'absence de S.S.I. encodé sous Noah. Un certain nombre de méthodes extrapolent le SSI à partir du seul seuil tonal. L'audioprothésiste devra en tenir compte lors de l'adaptation d'un ACA chez

un patient montrant une tolérance au son importante par exemple en cas de surdité à forte composante transmissionnelle. (Figure 2 et 3)

2. Choisir NAL ou DSL permet de comparer les méthodes entre elles

Nous avons choisi de comparer les appareils « premium » en version pile « 13 » de cinq fabricants (Bernafon, Oticon, Phonak, Siemens, Starkey) dans des conditions rigoureusement identiques (âge, expérience de l'utilisateur, langue parlée, embout, coupleur, etc).

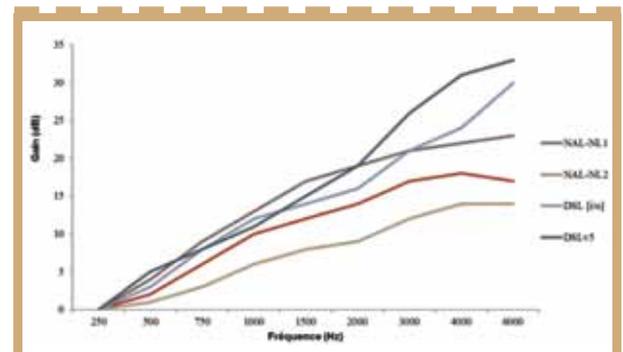


Figure 1 : comparaison de la cible à 65 dB pour des quatre fabricants selon les logiciels « 2014 »

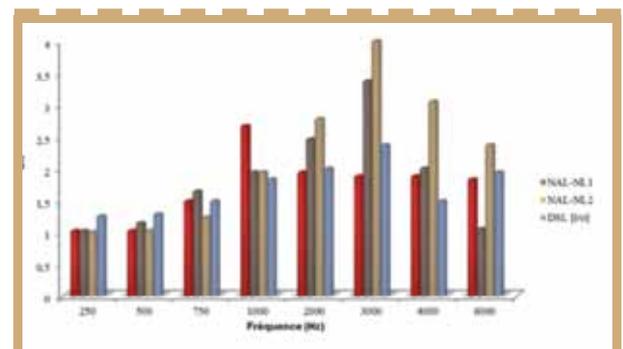


Figure 2 : taux de compression relevés pour la même surdité sans seuil d'inconfort encodé...pour la méthode fabricant (en rouge) et trois méthodes génériques. Il est également notable que pour les auteurs de NAL n12 aucun taux de compression ne peut dépasser le facteur 3, à fortiori si le patient ne présente aucun inconfort (Keidser & al 2012)

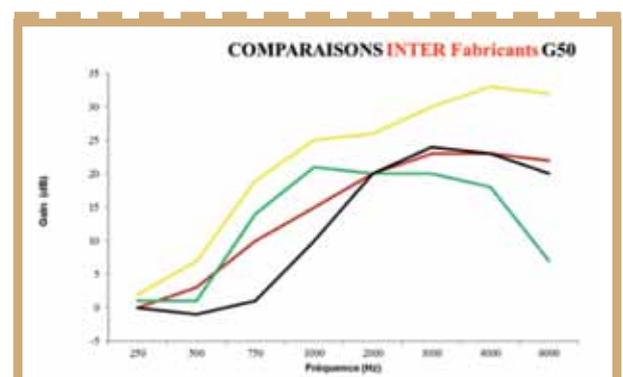


Figure 3 : comparaison du gain cible à 50 dB pour les quatre fabricants étudiés



En comparaison de ces écarts entre les fabricants pour une même méthode générique et un même audiogramme, il importe de relater les écarts relevés par Johnson & al (2011) par comparaison théorique des écarts introduits par les créateurs de méthodes eux-mêmes. (Figure 4). I

I en ressort que les écarts introduits par « la lecture » des fabricants des méthodologies sont aussi importants que les écarts théoriques introduits par les créateurs de méthodes.

3. Le gain et la réponse en fréquence montrent sur l'écran correspondant à ce que reçoit le patient au coupleur

Cette idée (déjà évoquée par M.Killion 2004) concerne tant les mesures au 2cc qui apparaissent comme différents sur la chaîne de mesure et sur l'écran du logiciel fabricant. L'étude sur ce même sujet de Hawkins & al évoque elle aussi l'écart entre le gain au coupleur et les valeurs annoncées à l'écran. A 4 kHz celles-ci atteindraient 13 à 23 dB dans un tiers des cas.

4. Le gain et la réponse en fréquence montrent sur l'écran correspondant à ce que reçoit le patient en gain d'insertion simulé

La situation n'est guère plus enviable pour les gains d'insertion simulés. En effet les CORFIG (Coupler Response for Flat Insertion Gain) utilisés par chaque fabricant différent les uns des autres de valeurs proches de 15 dB à 2, 3 et 4 kHz. (Hawkins, Cook & Jodi 2003)

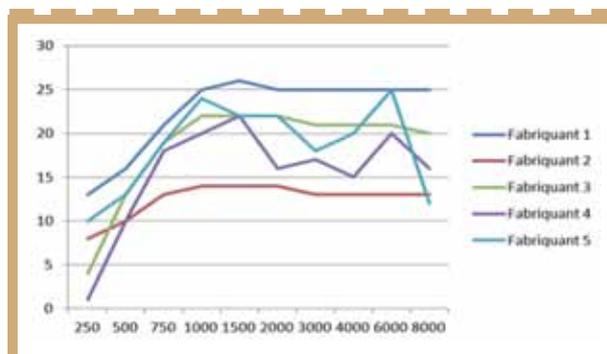


Figure 4 : comparaison des cibles NAL n1 pour chacun des cinq fabricants et pour une perte plate à 60 dB, cette fois avec un SSI à 110 dB et des conditions identiques. Les écarts sont dus à la « lecture » de la méthode NAL par chacun des cinq fabricants

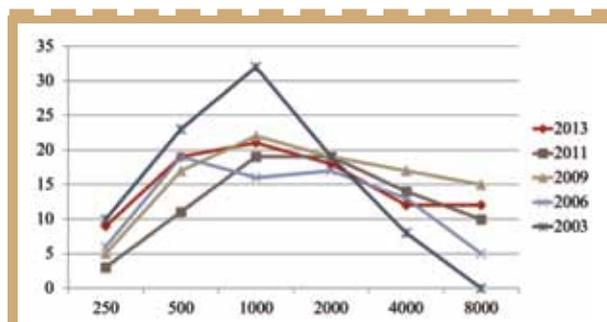


Figure 5 : réponses en fréquence pour un niveau d'entrée de 60 dB pour cinq générations différentes d'appareil « première classe » de la même firme (conditions de mesure et d'embout identiques)

5. Les cibles proposées par une marque sont invariables à travers les ans

Cette idée est très répandue et tient sans doute à l'expérience qu'ont de nombreux professionnels de la difficulté de renouveler après cinq, six ou sept ans un appareillage une fois que les repères phonétiques ont été « engrammés » par le cortex auditif du patient. Pour beaucoup ceci est dû aux caractéristiques spectrales propres à une firme.

Nous avons produit un audiogramme type (en pente douce dans l'aigu) et l'avons adressé à une série d'appareils haut de gamme de LA MÊME FIRME au travers de cinq générations d'appareils (depuis dix ans) et les mêmes conditions de jonction (embout et ventilation identiques). Les résultats ne sont pas favorables à l'existence d'une typicité du son tant les réponses en fréquence divergent d'une génération à l'autre. (Figure 5)

En **résumé** nous pouvons au terme de cette petite revue de littérature et de notre série de mesure affirmer que :

- Les validations des méthodes fabricants ne sont pas toujours réalisées ou non publiées.
- Les méthodes fabricants sont +/- proches de différentes méthodes génériques parmi les plus étudiées (NAL, DSL)
- Il existe une modification des cibles selon la génération d'appareil, il n'y a pas de recopiage au fil des ans ni de signature acoustique propre à une firme sur le plan spectral .
- Nous observons une « lecture » différente selon les constructeurs des facteurs correctifs (CORFIG, influence de la ventilation...) à appliquer aux valeurs du coupleur pour les transformer en mesure d'insertion simulée

En conclusion, il va de soi que les méthodes proposées par les fabricants permettent une première approche intéressante et qu'un grand soin y est apporté afin d'obtenir l'adhésion des professionnels de l'audition. La distinction entre les fabricants s'établit non seulement sur le plan de la qualité des options numériques mais aussi des cibles proposées. Toutefois si un audioprothésiste souhaite connaître avec précision l'énergie transmise au tympan du malentendant, la littérature recommande (Leavitt & Flexer, 2012) de se baser sur une mesure in-vivo.

Remerciements à M.Boucif, M.Delehelle et C.Soyer pour leurs mesures.

6 Bibliographie

Byrne D, Dillon H. The National Acoustics Laboratories' new procedure for selecting gain and frequency response of a hearing aid. *Ear Hear.* 1986; 7(4):257-265.

Byrne DJ and Cotton S Evaluation of the National Acoustic Laboratories new hearing aid selection procedure. *Journal of Speech and Hearing Research.* 1988; 31:178 - 186.

Cornelisse LE, Seewald RC, Jamieson DB. The input/output formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust Soc Am.* 1995;97:1854-64.

Byrne D., Dillon H., Ching T., Katsch R., Keidser G. NAL-NL1 Procedure for Fitting Nonlinear Hearing Aids: characteristics and comparisons with other procedures *J Am Acad Audiol.* 2001;12 : 37-51

Ching T, Johnson E., Hou S., Dillon H., Zhang V., Burns L., Van Buynder P., Wong A., Flynn C. A comparison of NAL and DSL prescriptive methods



for paediatric hearing-aid fitting: Predicted speech intelligibility and loudness International Journal of Audiology. 2013; 52 : 29-38

Dillon H., Keidser G. Is probe-mic measurement of HA gain-frequency response best practice? The Hearing Journal. 2003; 56(10); 28- 30

Fabry DA, Van Tasell DJ. Evaluation of an articulation-index based model for predicting the effects of adaptive frequency response hearing aids. J Speech Hear Res. 1990 ;33 :676-89.

Hawkins DB, Cook JA, Jodi A. Hearing aid software predictive gain values: How accurate are they? Hear Jour. 2003; 56(7) :26-34.

Johnson E, Dillon H. , A Comparison of Gain for Adults from Generic Hearing Aid Prescriptive Methods: Impacts on Predicted Loudness, Frequency Bandwidth, and Speech Intelligibility;J.A.A.A., 2011; 22 :441-459

Keidser G.,Brew C.,Peck A. Proprietary fitting algorithms compared with one other and with generic formulas The Hearing Journal 2003 ; 56 :28-38

Keidser G. ,Dillon H., Carter L., O'Brien A. NAL-NL2 Empirical Adjustments Trends in Amplification 2012 ;16: 211- 223

Killion M. Myths about hearing aid benefit and satisfaction The Hearing Review 2004; 9,14-20

Libby ER. The 1/3-2/3 insertion gain hearing aid selection guide. Hear Instrum 1986;37:27-28.

Leavitt R.,Flexer C. The Importance of Audibility in Successful Amplification of Hearing Loss The Hearing Review 2012,19:20-23

Pavlovic CV. Articulation index predictions of speech intelligibility in hearing aid selection. ASHA 1988; 7: 63-65.

Pavlovic CV. "Speech spectrum considerations and speech intelligibility predictions in hearing aid evaluations". J Speech Hear Disord 1989;54:3-8.

Powers, T.A., Branda, E., & Beilin, J. Clinical comparison of a manufacturer's proprietary fitting algorithm to the NAL-NL2 prescriptive method. AudiologyOnline, 2014; June Article 12708.

Seewald R.,Mills J.,Bagatto M.,Scollie S.,Moodie S. A Comparison of manufacturer specific prescriptive procedures for infants. The Hearing Journal 2008; 61, 26-34

 **Annuaire Français
d'Audiophonologie**

auditionTV

News | Interviews | Reportages

**La 1^{ère} Web TV
dédiée au monde
de l'audition**

accéder à
auditionTV

www.annuaire-audition.com



Influence du traitement du signal sur le seuil prothétique tonal

Stéphane Gallégo Audioprothésiste DE, Docteur en technologies Biomédicales,
Membre du collège national des Audioprothésistes, Professeur associé des Universités Claude Bernard, Lyon I,
Directeur des études de l'école d'Audioprothèse, Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation, Lyon I.
Email : stephane.gallego@univ-lyon1.fr

David Colin Audioprothésiste DE, Doctorant en dernière année de Neurosciences,
Lauréat du prix du collège National des Audioprothésiste 2013.
Vacataire à l'école d'Audioprothèse, Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation, Lyon I.
Email : dcolin2@aol.com

1 Introduction

L'arrivée à la fin des années 1990 de la technologie numérique embarquée basse consommation, a permis au fur et à mesure des différentes générations d'améliorer très significativement la qualité d'écoute et l'intelligibilité du patient sourd appareillé. Le nombre croissant de calcul par seconde (MIPS) effectué par le processeur contenu dans les aides auditives (ACA) et l'augmentation de la mémoire embarquée, permettent d'adapter le traitement signal en fonction de l'environnement et ainsi de rendre l'écoute confortable. Cette notion de confort est la clef de voûte d'un bon appareillage puisqu'elle va directement influencer le nombre d'heures quotidiennes de port des ACAs. La correction de l'environnement sonore va induire des modifications dans le traitement du système auditif. Ces modifications sont appelées acclimatation auditive, et réversibilité de la plasticité liée à la privation auditive. Plus le patient va porter ses ACAs, plus cette plasticité correctrice du système auditif va être importante et plus le gain prothétique pourra être augmenté sans gêne auditive. Ces deux effets produisent ce que l'on appelle un cercle vertueux. L'ACA n'est donc pas qu'un d'amplificateur, son rôle est bien plus important et a une influence très positive sur le fonctionnement du système central (tronc cérébral, cortex).

2 Le réglage idéal

Pendant plusieurs décennies, seule l'intelligibilité de la parole primait sur les méthodes de (pré)réglages. Hors la réhabilitation auditive n'est pas qu'une affaire de compréhension de la parole. Dans sa vie de tous les jours, le réglage idéal des aides auditives d'un patient est un savant mélange de compromis entre quatre notions :

- Il doit dans un premier temps redonner une audibilité optimale en intensité et en fréquence des sons de l'environnement sans pour autant saturer le système auditif (perception des sons de l'environnement, de la parole, de la musique, des oiseaux, d'une sonnerie...). A titre d'exemple, l'arrivée des modèles d'ACA à réduction fréquentielle n'a pas nécessairement amélioré la compréhension, mais sans nul doute, permis à certains patients de percevoir des sons aigus utiles et/ou agréables dans leur vie de tous les jours.
- L'équilibre spatial est aussi fondamental, le patient doit pouvoir évaluer la provenance et la distance d'une source sonore dans un milieu calme, mais aussi dans un milieu composé de plusieurs sources avec plus ou moins de réverbération. Cette notion devient

même vitale lorsque le patient est en mouvement dans un milieu non confiné. L'appareillage doit donc aussi être évalué de manière bilatérale ; il est nécessaire d'arriver à équilibrer le mieux possible les deux entrées (gauche et droite) sur toute l'échelle de sensibilité auditive possible en intensité et en fréquence, en fonction des possibilités physiopathologiques du patient. L'équilibre auditif peut améliorer l'enfant à appréhender l'espace et donc l'aider à la marche. Une personne âgée qui a une presbyvestibulie ou une personne qui a une aréflexie s'aide de son ouïe pour compenser son déficit vestibulaire. La préservation des indices temporels entre l'oreille gauche et l'oreille droite est aussi extrêmement importante, c'est le principal indice qui permet de localiser une source sonore (par la différence temporelle interaurale).

- L'intelligibilité du signal est bien-sûr primordiale, mais ce signal n'est pas obligatoirement de la parole. Elle doit être évaluée en fonction de l'intensité, de la vitesse de diffusion, et des messages qui entrent en concurrence (parole + bruit, parole + parole, parole + musique, musique + parole, bruit + bruit...). La notion d'équilibre spatial va dans la plupart des cas améliorer l'intelligibilité car elle va permettre au système auditif d'utiliser son traitement binaural. Il nous semble donc plus que nécessaire d'introduire la notion de pré-réglage binaural, ou les préconisations de gains doivent être calculées à partir des seuils liminaires et supraliminaires de l'oreille homolatérale mais aussi à partir des seuils de l'oreille controlatérale.
 - Toutes ces notions qui influencent les paramètres de réglages doivent respecter des règles de confort et qualité d'écoute propres aux contraintes psycho-acoustiques du patient. Celles-ci sont très dépendantes des caractéristiques propres au patient (physiopathologie, âge réel et cognitif, surdité, durée de privation, durée d'appareillage...).
- Favoriser une de ces quatre notions sans considérer les autres peut aboutir à un appareillage sous-optimisé voir même à un échec d'acceptation des ACAs.

3 Gains prothétiques et contraintes du traitement du signal des ACAs

Afin de rendre optimal l'appareillage, les gains prothétiques et les niveaux de sorties sont théoriquement ajustés à partir d'une méthode de pré-réglage choisie en fonction du profil de patient. Le traitement de plus en plus complexe, effectué par les ACAs, rend les algorithmes dynamiques et très dépendants de l'environnement. Les seuils prothétiques fluctuent nécessairement en fonction de ces

différents critères. Bien que cela soit théoriquement bénéfique pour le patient, il est important pour l'audioprothésiste d'avoir une notion de la gamme de ces fluctuations de seuils. En effet, sur les logiciels fournis par les fabricants, ces variations de gains en fonction de l'environnement et de la <<force>> d'un des paramètres de réglage (ex : réducteur de bruit, gestion des microphones...) sont absentes et/ou peu explicites. De plus, il est nécessaire de pouvoir maîtriser l'influence des modifications de ces paramètres de réglage sur les quatre notions décrites ci-avant (audibilité, équilibre spatial, intelligibilité, respect des contraintes psycho-acoustiques du patient).

4 La durée de traitement des ACAs

Le traitement du signal effectué par les ACAs prend obligatoirement du temps. Le passage en technologie numérique a grandement amélioré les performances des patients. Il a néanmoins l'inconvénient d'être plus long que la technologie analogique. Des auteurs tels que Frye (2001) ou Henrikson (2004) ont analysé ces différences de temps de traitement (figure 1). Pour les ACAs analogiques, il est généralement compris entre 0,3 et 0,7 ms. Pour les ACAs numériques, il varie de 2 à 11 ms selon l'algorithme utilisé. Les ACAs numériques modernes utilisent des traitements par transformée de Fourier rapide câblée (FFT) car ils ont l'avantage d'être très sélectifs en fréquence. Leur délai de calcul est de l'ordre de 8 ms (figure 2).

Cole (2005) a essayé par une méta-analyse bibliographique d'évaluer les délais de traitement maximum acceptables des aides auditives afin de ne détériorer ni l'intelligibilité ni la qualité du son. Cole

conclut que ce temps ne doit pas excéder 15 à 32 ms (15 ms pour les faibles pertes et 32 ms pour les surdités plus importantes). Son analyse ne prend malheureusement pas en compte certains problèmes qui nous semblent pourtant importants.

Pour le traitement binaural du système auditif, il est nécessaire de respecter un équilibre en intensité, en fréquence, mais surtout en temps sur les deux oreilles. Le délai interaural qui peut varier de 0,1 à 0,7 ms est déterminant pour la localisation spatiale et pour la fusion binaurale. Dans le cas de figure où le patient est appareillé en bilatérale avec des embouts fermés, un délai de 8 ms du temps de traitement n'a pas d'effet, les différences interaurales sont respectées (les délais de traitement des deux aides auditives doivent être les mêmes). Dans le cas où l'on appareille une seule oreille, les différences interaurales ne sont pas respectées ; le traitement binaural

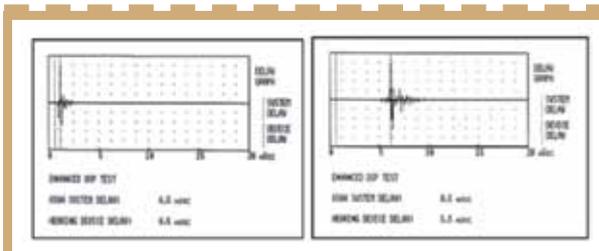


Figure 1 : Mesure de la durée de traitement d'une aide auditive analogique (à gauche) et numérique (à droite). Cette mesure consiste à envoyer un clic acoustique à t=0 ms et à recueillir temporellement la sortie acoustique de l'ACA. Sur cet exemple, le delta est de 0,5 ms pour l'ACA analogique et de 5,5 ms pour l'ACA numérique. Cette ACA numérique n'utilise pas la FFT comme traitement mais des filtres numériques temporels (plus rapides). D'après Frye, 2001.

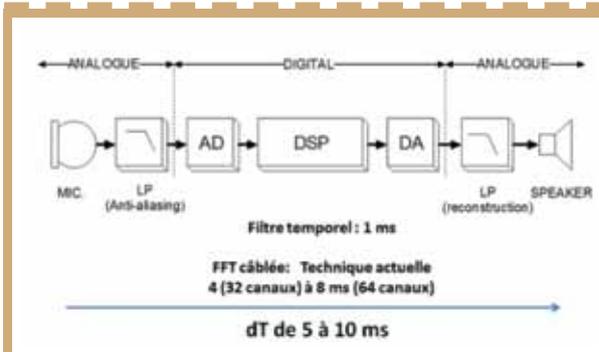


Figure 2 : Fonctionnement classique d'une aide auditive numérique. Le temps de traitement dépend de la méthode de calculs utilisée. Les filtres temporels de types FIR ont des délais de l'ordre de la milliseconde. Les méthodes par FFT sont plus lentes de 4 à 8 ms.

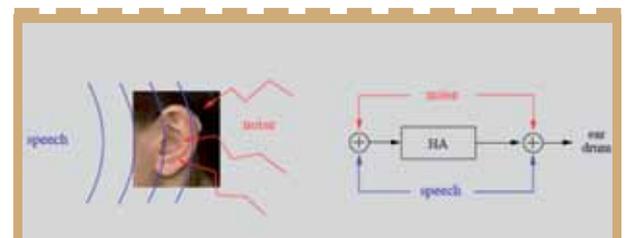


Figure 3 : Principe de propagation du son jusqu'au tympan dans le cas spécifique de l'appareillage ouvert. Deux voies sont alors utilisées : une voie naturelle où le son va passer naturellement par l'événement et une voie via l'aide auditive avec un délai de traitement : fonction des caractéristiques de l'ACA. D'après Martin, 2013.

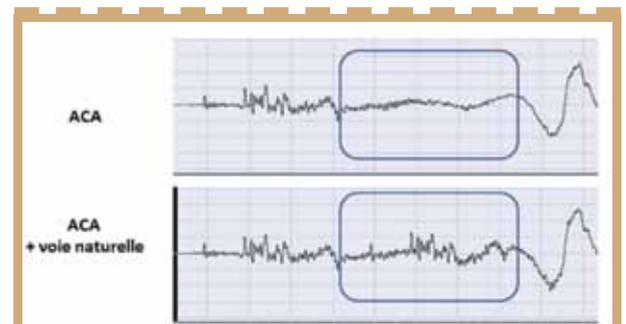


Figure 4 : Simulation du son /t/ capté au niveau du tympan. En haut l'ACA a un embout fermé. Le son /t/ va passer uniquement via l'ACA avec un retard de 8 ms. En bas l'ACA a un embout très ouvert. Le son /t/ va passer via l'ACA avec un retard de 8 ms mais aussi naturellement sans retard à travers l'événement.

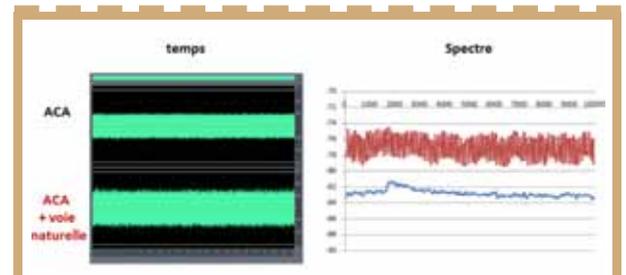


Figure 5 : Simulation du son de type bruit blanc capté au niveau du tympan. En bleu l'ACA a un embout fermé avec un gain électrique de 1 (0 dB). Le bruit blanc va passer uniquement via l'ACA avec un retard de 8 ms. En rouge l'ACA a un embout très ouvert et un gain électrique de 1 (0 dB). Le bruit blanc va passer via l'ACA avec un retard de 8 ms mais aussi naturellement sans retard à travers l'événement. Dans ce cas de figure, le son est augmenté de 6 dB SPL et le spectre est modifié par des fluctuations de 3 dB.



du système auditif et la localisation spatiale sont dégradés. Les systèmes CROS posent le même problème. Pour les appareillages dit ouverts, le problème devient encore plus complexe. Comme le montre la figure 3, le son qui arrive au tympan provient de deux sources, une naturelle via l'embout ouvert et une autre source avec un délai de l'ordre de 8 ms provenant de l'aide auditive. Ce mélange provoque des distorsions temporelles (figure 4) et des fluctuations en énergie avec des oscillations spectrales (figure 5).

5

La gestion des microphones et des réducteurs de bruit

L'arrivée du numérique dans les aides auditives a permis d'utiliser des algorithmes anciens mais très efficaces pour artificiellement améliorer le rapport signal sur bruit et donc améliorer l'intelligibilité de la parole (figure 6). Ces principes ne datent pas d'hier, il a juste

fallu attendre patiemment que la technologie soit suffisamment puissante pour les intégrer et fonctionner en temps réel. Ils reposent sur une gestion multi-microphones couplée à des méthodes de rehaussement spectral et/ou de renforcement d'enveloppe par analyse fréquentielle. Plus il y a de microphones, plus ils sont espacés les uns des autres, meilleurs sont les résultats.

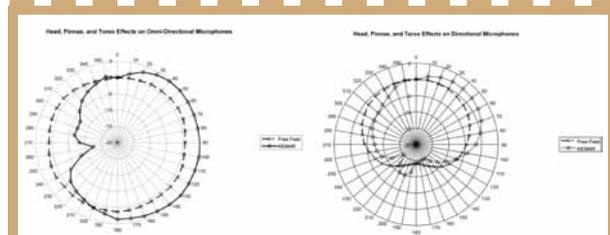


Figure 7 : Exemple de sensibilité des microphones en mode omnidirectionnel (gauche) et en mode directionnel (droite). D'après Bentler et al, 2004.

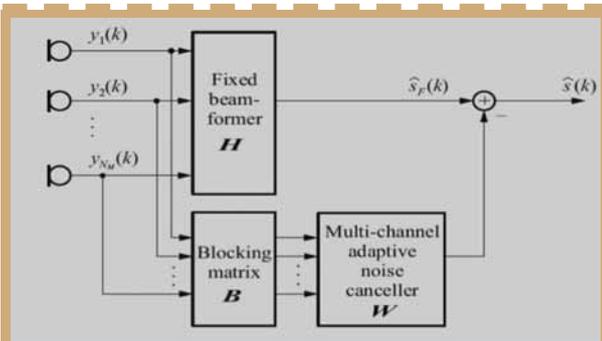


Figure 6 : Synoptique du traitement multi-microphone avec réducteur de bruit d'après Griffiths et Jim 1982.

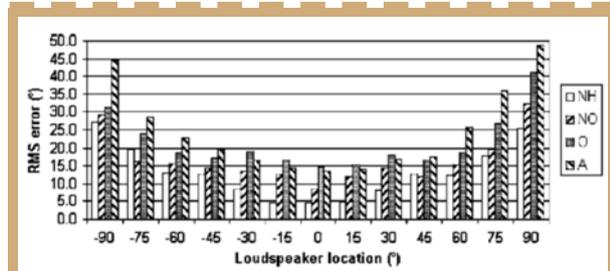


Figure 8 : Erreur de localisation spatiale (en degré) chez un groupe de normo-intendants (NH), de sourds non-appareillés (NO), de sourds appareillés avec des ACAs à microphones omnidirectionnels (O), de sourds appareillés avec des ACAs à microphones adaptatifs (A). D'après Van den Bogaert et al, 2006.

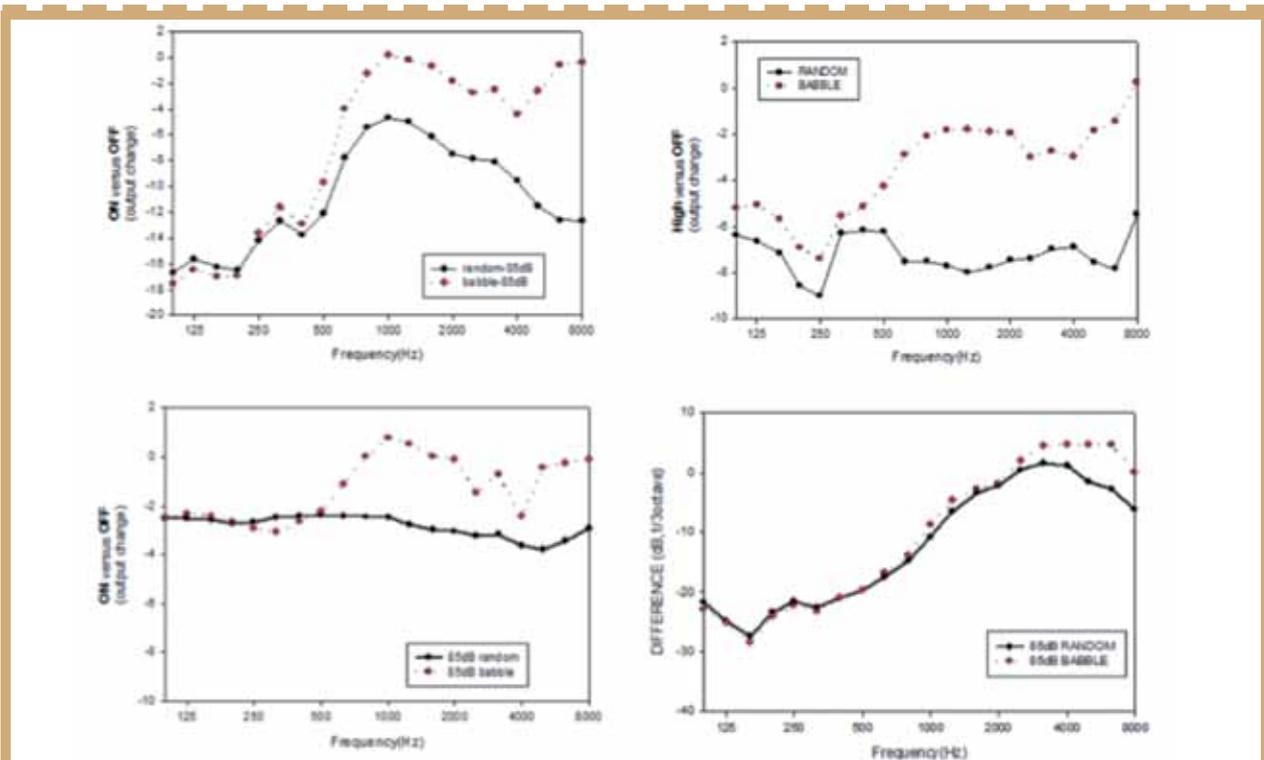


Figure 9 : Différence de gain en dB avec ou sans le réducteur de bruit activé pour 4 ACAs dernières générations de 4 fabricants différents. Deux types de bruits sont utilisés, les résultats sont variables selon le type de bruit mais aussi selon le type d'ACA. D'après Christensen, 2013.

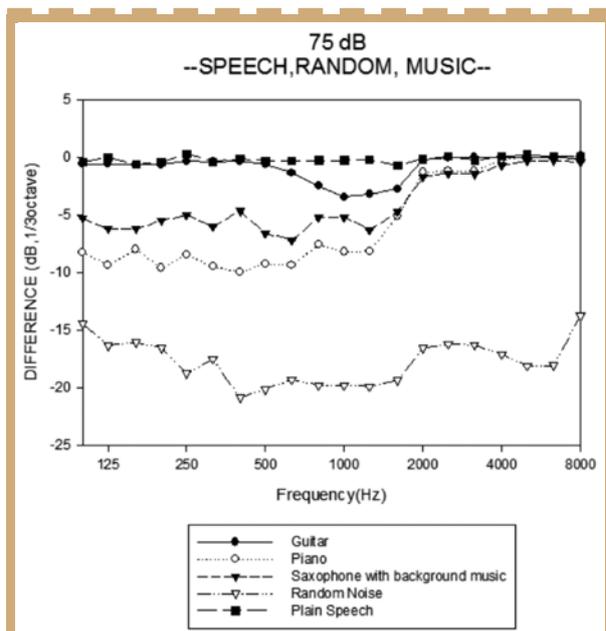


Figure 10 : Différence de gain en dB avec ou sans le réducteur de bruit activé en fonction du type de signal pour une ACA de dernière génération (parole, bruit, différents instruments de musique : guitare, piano, saxophone). Les résultats sont variables selon le type de signal. D'après Christensen, 2013.

La figure 7 nous donne un exemple typique de cette gestion de la directionnalité dans la captation du son avec deux microphones espacés de 1 cm. Dans ce cas de figure, la sensibilité peut varier de l'ordre de 15 à 20 dB. Récemment, certains fabricants ont développé des algorithmes qui permettent de gérer 4 microphones en même temps, avec une communication entre les oreilles (ex. le stéréozoom). Le fait que l'on ait doublé le nombre de microphones et augmenté leur espacement (25 cm entre la gauche et la droite) a permis de pouvoir faire varier la sensibilité de l'ordre de 50-60 dB.

Pouvoir en théorie améliorer le rapport signal bruit de la parole de 15-20 dB pour les systèmes classiques et 30 à 40 dB avec ces nouvelles gestions 4 microphones a néanmoins un prix. La spatialisation et l'audibilité se dégradent. L'article de Van den Bogaert et al (2006) dont la figure 8 décrit ses principaux résultats, est sans appel. Activer la gestion automatique des microphones dégrade significativement la localisation spatiale. Cet effet est décuplé avec des systèmes à 4 microphones. Activer les systèmes de réducteur de bruit a aussi des effets importants mais variables selon le type de sons et la marque d'aide auditive (figures 9 et 10). Les atténuations peuvent aller jusqu'à 20 dB.

6 Conclusion

Nous savons qu'un anti-larsen peut influencer la perception d'une voyelle telle que le /i/, que l'activation d'un système antibruit pulsionnel peut dégrader certaines plosives, que des réducteurs de bruits constants altèrent les fricatives, que beaucoup de paramètres peuvent dégrader la perception de la musique. Nous oublions souvent qu'un système de gestion des microphones trop automatique peut être très délétère sur la localisation spatiale, sur l'appréciation des distances et sur l'audibilité de sons autres que la parole. Des seuils prothétiques peuvent aller jusqu'à 30-40 dB d'atténuation avec l'activation de systèmes automatiques alors que les gains préconisés par les pré-réglages sont de l'ordre de 20-30 dB pour une surdité moyenne. Cela peut quand même nous faire réfléchir sur la perception réelle du patient ! Pour des réglages extrêmes, Il nous semble préférable de créer des programmes supplémentaires activables de manière consciente par le patient. La technologie devient de plus en plus complexe et performante. Elle n'en est pas moins dangereuse. Nous devons avoir plus d'informations sur les conséquences de l'activation ou la désactivation d'un paramètre de réglage sur l'audibilité, la spatialisation, l'intelligibilité et la perception du patient. Avis aux fabricants... Nous devons surtout prendre conscience des conséquences sur la perception du patient à chaque fois que nous cliquons sur une option de réglage.

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



Les adaptations des méthodologies propres à l'appareillage des patients présentant des zones mortes cochléaires

Alexandre GAULT - Morgan POTIER

1

Rappels physiopathologiques, définition, conséquences, diagnostic, indications

L'organe de Corti comprend 3 500 Cellules Ciliées Internes (CCI) et 12 500 Cellules Ciliées Externes (CCE). Non seulement d'être peu nombreuses, ces cellules sont aussi extrêmement fragiles et sensibles aux éléments exogènes potentiellement destructeurs comme les traumatismes sonores ou encore les principes actifs ototoxiques.

Le terme de Zones Inertes Cochléaires (ZIC) a été introduit par Brian Moore en 1996 (Moore et al., 1996). Elles correspondent, du point de vue physiopathologique, à une région cochléaire caractérisée par l'absence partielle ou totale de cellules ciliées internes et/ou de neurones afférents primaires associés (Moore et al., 2000). (Figure 1)

Une ZIC est donc une région de la cochlée dans laquelle les CCI et/ou les neurones fonctionnent tellement peu ou mal qu'un son pur produisant un pic de vibration dans cette région est détecté par des cellules adjacentes ayant un meilleur fonctionnement mais qui répondent habituellement à une autre fréquence.

Les conséquences audiolinguistiques sont multiples : altérations tonales avec une perception anormale de la tonie, ou de l'élévation de la sonie, distorsions de sons purs (Huss et Moore 2005 ; Moore et Carlyan 2005 ; McDermott et al., 1998 ; Florentine et Houtsma 1983) ainsi que vocale (Murray et Byrne 1986 ; Vickers et al., 2001 ; Baer et al., 2002 ; Vestergaard 2003 ; Vinay et Moore 2007b ; Vinay et al., 2008).

D'un point de vue audiométrique les ZIC sont potentiellement mises

en évidence dans le cas de pertes auditives neurosensorielles sévères à profondes dans les hautes fréquences, avec un seuil liminaire tonal (pour ces fréquences), supérieur ou égal à 70 dB HL et une pente descendante supérieure ou égale à 50 dB/octave (voir Figure 2)

Pour pallier à ce type de perte auditive, deux solutions audioprothétiques peuvent être envisagées :

- une amplification importante des hautes fréquences ;
- un abaissement fréquentiel vers des fréquences plus basses dans une zone où le fonctionnement cochléaire est davantage pertinent.

En utilisant la première solution, l'amplification importante présente un risque élevé d'effet Larsen. L'amplification peut également être gênante pour le patient car perçue comme criarde ou agressive. On risque surtout de générer une réponse cochléaire erronée, dite « hors fréquences » qui peut induire une détérioration de l'intelligibilité de la parole (Simpson et al., 2005 ; Plyler et Fleck 2006 ; Horwitz et al., 2008 ; Bernstein et al., 2013 ; Ching et Dillon 2013).

Si on utilise la deuxième solution, le seuil d'effet Larsen est repoussé mais la perception tonale des voix peut être altérée. Cette technique permet cependant une optimisation de la réponse cochléaire et mène donc potentiellement à une amélioration de l'intelligibilité.

Pour diagnostiquer ces ZIC, il est possible de réaliser la mesure des courbes d'accord psycho-acoustique, qui consiste à tester l'efficacité d'un masqueur (bande étroite ou son pur) sur un signal déterminé en fréquence et en intensité. La ZIC est considérée absente si le maxima de la courbe d'accord psycho-acoustique concorde avec la fréquence du signal. A l'inverse, elle est présente si le maxima de cette courbe est éloigné de la fréquence du signal.

L'avantage de ce test réside dans sa fiabilité et dans la possibilité de localiser précisément les ZIC. Il est cependant chronophage et donc coûteux.

Dans ce contexte, Brian Moore a proposé en 2000 le Threshold Equalizing Noise-Test (TEN-Test). Ce test consiste à rechercher un seuil liminaire audiométrique dans le silence, à introduire ensuite un

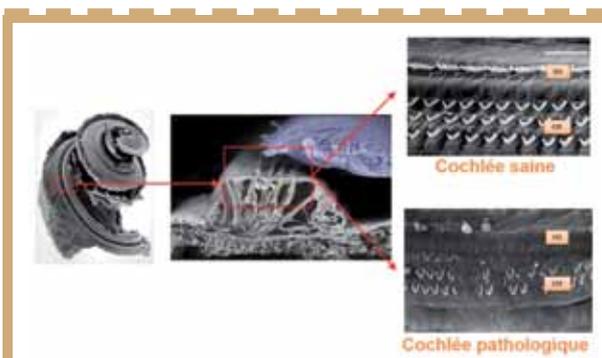


Figure 1 : Vues au microscope électronique à balayage d'une cochlée saine (en haut) et pathologique (en bas) présentant des ZIC. Pour une cochlée saine, les Cellules Ciliées Internes (CCI) et les Cellules Ciliées Externes (CCE) sont présentes et fonctionnelles. Pour une cochlée pathologique, ces mêmes cellules ne sont pas toutes présentes et/ou considérablement endommagées. Photos MEB : Marc Lenoir / Jing Wang – INSERM Montpellier

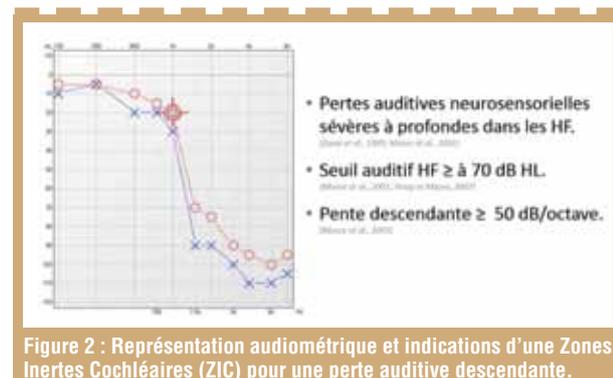


Figure 2 : Représentation audiométrique et indications d'une Zones Inertes Cochléaires (ZIC) pour une perte auditive descendante.

bruit (le bruit TEN) et à rechercher à nouveau le seuil. On suspecte une ZIC si le seuil masqué est 10 dB au-dessus du seuil dans le silence et 10 dB au-dessus du niveau du bruit TEN.

Ce test a tout à fait sa place dans la prise en charge qualitative du patient malentendant puisque la prise en compte de ZIC éventuelles permettra une prise en compte plus juste de la réponse cochléaire du malentendant. La prédiction du résultat prothétique sera alors plus réaliste que ce que les résultats de l'audiométrie classique puissent laisser croire.

On peut finalement suspecter une ZIC dans différentes configurations audiométriques : avec une perte descendante, ascendante ou plate. Nous nous intéressons ici qu'au cas de la perte descendante caractérisée, nous le rappelons, par un seuil auditif dans les hautes fréquences, supérieur ou égal à 70 dB HL et une pente descendante supérieure ou égale à 50 dB/octave.

2

Fonctionnement des systèmes : terminologies, principe général et différences

L'idée de la modification spectrale est très ancienne puisque la conception du premier vocodeur à transposition fréquentielle a été développé par Homer Dudley pour l'industrie des télécommunications en 1939. La première utilisation dans un appareil auditif a été réalisée par Johansson et Wedenberg (prototype TP 72) et date de 1961. D'ailleurs la littérature est assez abondante sur le sujet depuis les années 1960 mais surtout depuis 2006, date où les fabricants ont commencé à commercialiser ces techniques dans les appareils.

Deux principes sont actuellement utilisés par les fabricants d'aides auditives (Figure 3):

- la Compression Fréquentielle « CF » (pitch shifting), stratégie visant à restaurer l'audibilité de fréquences inaudibles en les comprimant dans une zone fréquentielle plus sensible ;
- la Transposition Fréquentielle « TF » (frequency shifting) qui vise à restaurer l'audibilité de fréquences inaudibles en les déplaçant dans une zone fréquentielle plus sensible.

Chaque fabricant emploie l'une des stratégies ou bien les combine pour définir une technique d'abaissement fréquentiel.

En général, les systèmes de gestion des ZIC, d'un point de vue de leur mise en œuvre dans le traitement de signal, se situent en aval

des réducteurs de bruits et en amont des gestionnaires de gain ce qui a pour avantage de gérer le bruit dans la chaîne de traitement.

Ce type d'abaissement fréquentiel fonctionne avec un traitement décisionnel qui définit la fréquence à partir de laquelle le traitement débute. On coupe donc l'ensemble du spectre en deux zones : la zone à traiter et la zone inchangée, par laquelle le signal va aussi transiter et pour laquelle on va ajouter un délai puisque l'abaissement nécessite un temps d'analyse. On définit également la fréquence de coupure et la zone d'application dans laquelle le signal traité y sera intégré (Voir Figures 4 et 5).

Dans le cas de la TF, il n'existe qu'un seul fabricant sur le marché qui utilise cette technique basée sur le principe de modulation d'amplitude, en évaluant le pic d'amplitude et en définissant la fréquence à laquelle le signal sera transféré une octave en dessous de ce pic. On peut aussi appliquer un gain optionnel avant de mélanger les deux signaux qui seront ensuite dirigés vers les gestionnaires de gain.

Dans le cas de la technique de CF, les aides auditives vont, par rapport à une fréquence donnée, attribuer un facteur de compression et réinjecter l'ensemble des signaux dans les filtres adjacents de manière à réduire la bande passante à la sortie.

La plupart des fabricants qui mettent à disposition ses fonctionnalités (ils sont 6 actuellement sur le marché) combinent ou non les deux techniques (en général, en comprimant dans un premier temps et en transposant dans un second).

L'analyse des différents paramètres de réglages disponibles (les auteurs remercient les étudiants du CPDA de Paris) tels que : la fréquence de coupure, le spectre traité, les zones d'application et les facteurs de compression fréquentielle nous permet de constater qu'il y a un écart très importants du nombre de combinaisons possibles

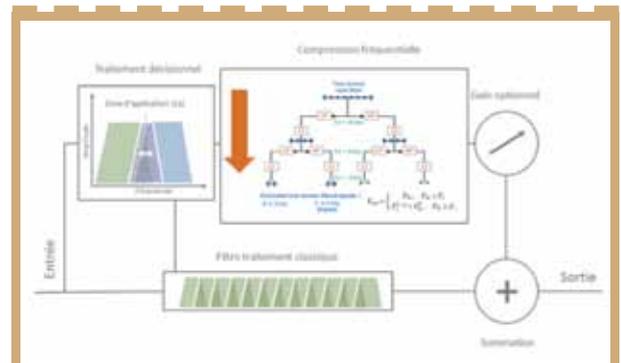
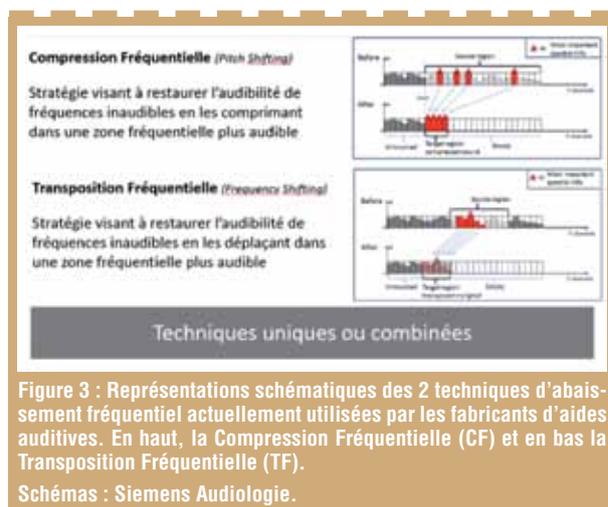


Figure 4 : Représentation schématique de la technique de compression fréquentielle – Filtrage : source AMIS

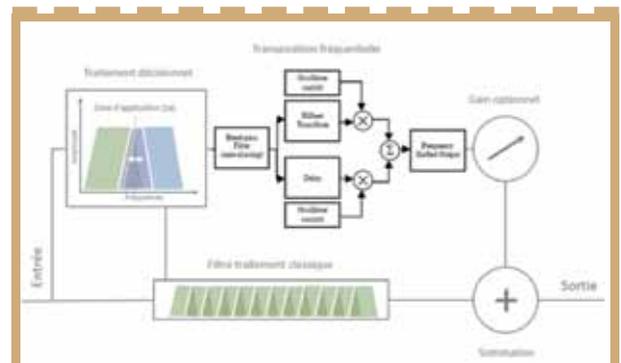


Figure 5 : Représentation schématique de la technique de compression fréquentielle – Filtrage : Brevet Starkey US 2012/0177236 A1



entre les différents fabricants. En effet, nous avons dénombré jusqu'à plus de 250 combinaisons possibles (voir Figure 6).

Nous souhaitons aussi savoir comment réagissaient ces dispositifs face à une perte classique, pouvant être sujette à des ZIC. Pour cela, nous avons évalué la réponse en sortie et effectué une analyse de spectre. Nous constatons alors que pour l'ensemble des fabricants l'activation d'une technique d'abaissement fréquentiel aboutissaient à un gain autour de 10 dB au niveau de la zone d'application et à un gain additionnel de 3 dB sur l'ensemble du spectre (voir Figure 7).

3 Résultats cliniques et scientifiques

Pendant la préparation de l'exposé, nous avons souhaité comprendre comment les patients réagissaient lors de l'utilisation de ces systèmes en effectuant un test de discrimination phonémique (Govaerts et al 2008) sur cinq patients auquel nous avons attribué une gestion des ZIC. Constatant qu'en travaillant sur des cas individuels nous obtenions autant de résultats que de patients, nous nous sommes intéressés à la littérature scientifiques traitant du sujet et particulièrement aux études les plus récentes.

La première étude (Hopkins et al., 2014) s'est intéressée à une population d'adultes ayant une perte auditive sévère à profonde dans hautes fréquences. Les sujets ont réalisé un exercice de reconnaissance des consonnes, dans le calme et dans le bruit avec le système d'abaissement activé ou désactivé.

Dans le calme, on observait une différence significative sur les phonèmes /s/ et /t/ lorsque la CF était enclenchée. Dans le bruit, cette différence existait aussi même si elle était moins significative. En revanche, aucune différence n'a été constatée concernant la perception générale de la parole.

Une seconde étude (Hillock-Dunn et al., 2014) réalisée cette fois-ci sur des enfants malentendants, fut apparaître que la CF n'était pas préjudiciable, mais qu'elle n'apportait pour autant aucune amélioration significative sur les exercices d'identification des consonnes.

Enfin, la dernière étude (Alexander et al., 2014) présentée fut réalisée à la fois sur un groupe de normo-entendants et un groupe de malentendants. Ces 2 populations ont été soumises à un exercice de reconnaissance de consonnes dans le bruit, à travers différents enregistrements des systèmes à abaissement fréquentiel (CF et TF).

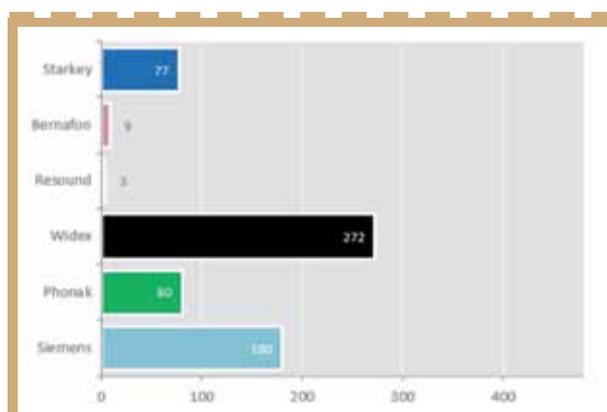


Figure 6 : Comparatif du nombre de combinaisons possibles de réglages pour les différents fabricants/distributeurs proposant une technique d'abaissement fréquentiel (fréquence de coupure, zones d'applications, facteurs de compression,...).

Les conclusions ne corroborent pas avec celles de la première étude exposée, puisque les auteurs n'observent pas de différence avec la CF pour la population malentendante. En revanche, avec la TF, les auteurs remarquent même une dégradation de la discrimination pour les malentendants et une gêne pour les normo-entendants.

Les disparités de résultats sont donc très importantes et ce, quelle que soit la technique évaluée. On remarque souvent une amélioration de la perception des fréquences aigues (perception de l'environnement), associée à une amélioration pas toujours significative de l'intelligibilité de certains phonèmes apparaissant la plupart du temps après une période d'acclimatation plus ou moins importante (5 à 6 semaines en moyenne).

La synthèse de cet état de l'art scientifique nous fait dire que la plupart des études possèdent des cohortes de patients relativement restreintes, la fiabilité statistique était généralement faible, les cas individuels étant plus souvent traités que les moyennes.

4 Synthèse et discussion

Bien que les études apparaissent plus ou moins concluantes, les techniques d'abaissement fréquentiel sont des outils disponibles et intéressants pour l'audioprothésiste. Ils pourraient être destinés à gérer, à titre individuel, les cas présentant des ZIC.

En ce qui concerne l'adaptation, nous allons réutiliser le schéma établi avec François Le Her durant l'EPU de 2012, qui consiste à définir une démarche alternative d'adaptation en se focalisant principalement sur une stratégie d'intervention (voir Figure 8).

Cette démarche est assez simple : il s'agit de mettre en place une adaptation classique et, à partir du moment où on peut présager d'une mauvaise performance avec cet appareillage classique, l'idée de s'orienter vers une technique d'abaissement fréquentiel ne peut être que recommandée.

Il s'agit donc d'une question de conviction. Chaque audioprothésiste est libre de choisir son fabricant et de la philosophie d'abaissement fréquentiel qui en découle. Mais disposer de programmes comportant des questionnaires de ZIC peut représenter une option intéressante pour les cas où on suspecte ce genre de défis d'appareillage.

En conclusion, les patients chez lesquels on peut suspecter des

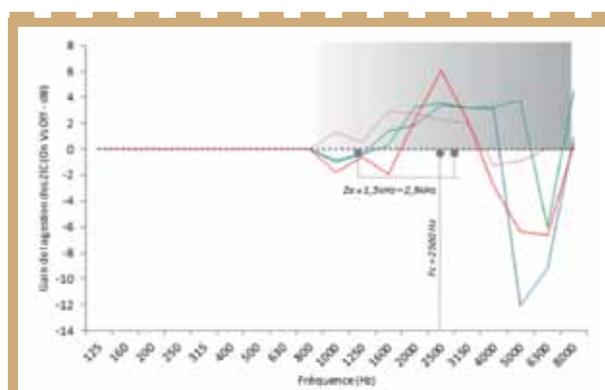


Figure 7 : Réponse au coupleur 2cc d'un signal ISTS en sortie d'aides auditives équipées de systèmes de gestion de ZIC en rapport à une perte auditive analogue à celle présentée en figure 2. Les fabricants ne sont pas cités car l'intérêt de cette mesure n'était pas de conduire une comparaison inter-fabricants.

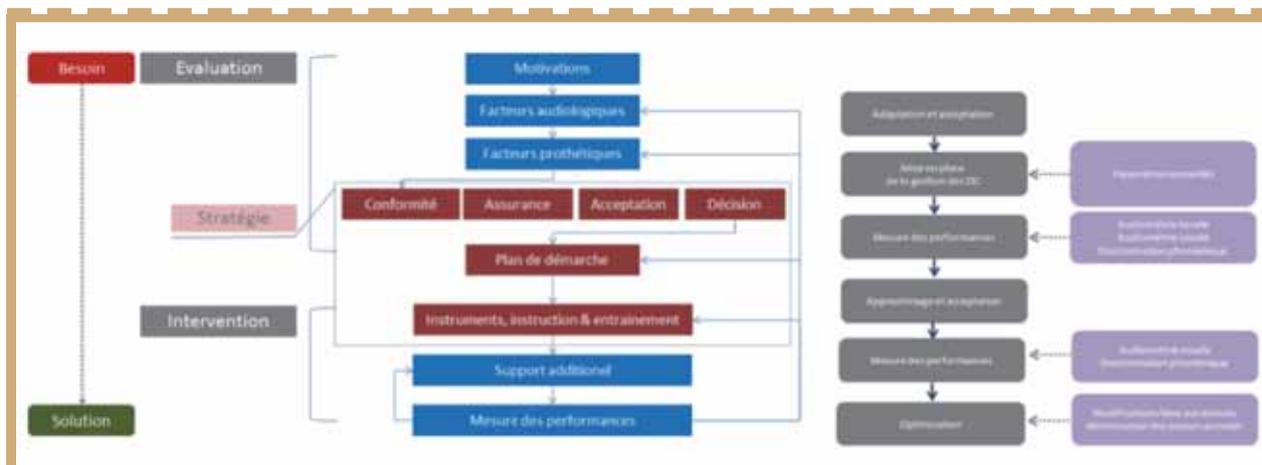


Figure 8 : Stratégie d'adaptation alternative dite d'intervention accompagnée du schéma de démarche d'adaptation des options des systèmes de gestion de ZIC

ZIC sont relativement nombreux dans notre pratique clinique quotidienne. Cette suspicion doit être confirmée par l'un des deux tests présentés (TEN-test et courbes d'accord), en fonction du temps et du matériel dont on dispose.

Si l'amplification traditionnelle ne semble pas donner de résultats optimaux, il semble judicieux de s'orienter vers une technique de compensation par abaissement fréquentiel. Moins les résultats prothétiques sont améliorés par une amplification traditionnelle, plus le potentiel bénéfique avec les techniques abaissements fréquents pourra être important.

Avec actuellement 6 solutions disponibles sur le marché, ces techniques de gestion sont prometteuses. Elles nécessitent néanmoins une bonne maîtrise de l'outil ainsi qu'une compréhension des mécanismes de fonctionnement (spécificités, philosophie de réglages, limites). Cependant, on ignore d'une part les stratégies précises mises en place par les fabricants, et d'autre part les perspectives de développement de ces solutions (arrêt, modification des algorithmes, ...) dans les années à venir.

Il ne faut pas non plus omettre que les techniques d'abaissement fréquentiel pourraient, par ailleurs, être une piste intéressante pour la prise en charge des acouphènes (Peltier et Cazals, 2012).

Enfin, ces fonctionnalités ne sont également pas à négliger dans le cadre d'une candidature à l'implantation où elles pourraient représenter un bénéfice supplémentaire. Même suite à l'implantation, d'autres domaines de l'application audioprothétique, tels que l'écoute bimodale, se préoccupent des mêmes attentes que celles des patients sujets aux ZIC. Pour ces raisons, des méthodes d'adaptation sont en cours de développement où la CF/TF pourraient représenter des options pour les patients dont les structures fines temporelles sont dégradées.

5

Remerciements

Pr Paul Govaerts – The EarGroup – Antwerpen - Belgium
 Dr Christian Füllgrabe – MRC Institute – Cambridge
 Dr Fabien Seldran – Vibrant MedEl
 Jean-Baptiste Delande – Advanced Bionics France
 Dr Mikael Menard – Siemens Audiologie France
 Rochdi Dribel – Bernafon France
 Arnaud Maillot – Widex France
 Bernadette Lefebvre – Starkey France
 Josef Chalupper – ERC – Advanced Bionics
 Stefan Launer – Phonak AG
 Cyril Cornu – Audioprothésiste - Dijon
 Etudiants 3ème année Audioprothèse - Paris

Références bibliographiques et état de l'art sur les techniques d'abaissement fréquentiel :

Merci de contacter les auteurs.

potier.morgan@gmail.com - alek@laac.fr



Les adaptations des méthodologies propres à l'appareillage des patients présentant une atteinte centrale. Cas particulier de la neuropathie auditive

Paul Edouard WATERLOT Audioprothésiste, 62120 Aire sur la lys

L'élaboration et la mise à disposition d'un grand nombre de méthodologies d'appareillage se révèlent capitale pour notre pratique quotidienne. Le choix et la mise en place d'une méthodologie d'appareillage nécessite la parfaite connaissance de celle-ci et ainsi permettre l'obtention de la meilleure réhabilitation auditive du patient en lui procurant le maximum de satisfaction.

La multiplicité génétique faisant de nous tous des êtres uniques, permet de rappeler l'importance de mettre chaque patient au centre de notre activité professionnelle, imposant des adaptations systématiques des diverses méthodologies existantes. L'origine d'une déficience auditive (périphérique, centrale et ou cognitive), demande une adaptabilité de notre prise en charge du patient et rend l'appareillage un acte unique ne pouvant se résumer à la mise en place d'un gain cible élaboré par des calculs mathématiques méthodologiques. L'appareillage d'un patient présentant une atteinte centrale répond à la notion d'interactivité et d'évolutivité des gains prothétiques en fonction du ressenti subjectif du patient, des résultats relevés en audiométrie tonale et vocale, mais également de l'utilisation constatée en milieu social. C'est le cas de la Neuropathie Auditive / Désynchronisation Auditive (NA/DA).

La connaissance de l'existence d'une NA/DA chez un patient change profondément sa prise en charge. La reconnaissance de l'entité neuropathies auditives par Arnold Starr marque également l'émergence d'un champ d'investigation clinique, mais aussi d'une méthodologie clinique nouvelle.

La découverte des neuropathies auditives est basée sur l'application plus systématique des outils objectifs modernes, associé à des approches subjectives rigoureuses.

Les mécanismes physiopathologiques sont essentiellement représentés par une perturbation de la synchronisation neuronales. Il en résulte de nombreuses conséquences psychoacoustiques et perceptivo-cognitives. La perception de l'intensité sonore est modérément dégradée, la perception de la fréquence est détériorée, notamment pour la discrimination des graves et des mediums qui nécessite un codage temporel. C'est la perception de la dimension temporelle qui est la plus perturbée. L'ensemble de ces données incite à une évaluation psychoacoustique précise afin d'adapter les méthodologies propre à la prise en charge audioprothétique.

La NA/DA ne peut être traitée de façon classique où l'amplification n'améliore pas forcément l'intelligibilité et peut même devenir perturbante en milieu bruyant. Il peut donc être intéressant de privilégier certaines zones de qualité ainsi que les techniques directionnelles de captation. Dans cette pathologie les règles de choix prothétique et d'amplification sont à définir en fonction du contexte clinique, audiométrique. L'expérimentation en milieu social prend ici une importance toute particulière et permet ainsi de créer une interactivité et évolutivité des gains prothétiques en fonction du ressenti subjectif du patient, des audiométries tonales et vocales.

Lors de ces journées d'Enseignement Post Universitaire du Collège National d'Audioprothèse, il fut présenté la prise en charge longue et spécifique d'une patiente dont les tests objectifs ont mis en exergue la présence d'une NA/DA.

Le rôle de l'audioprothésiste est de rechercher le meilleur rapport confort/résultats afin d'optimiser les besoins et conditions de vie du patient, et ainsi dans ce cas de NA/DA expliquer un résultat vocal insuffi-

isant et orienter la démarche prothétique différemment en adaptant les méthodologies de réglages à notre disposition. Placer le niveau de la voix moyenne au milieu de la dynamique résiduelle du mal entendant ou au niveau de sa zone de confort, ce qui doit correspondre au niveau de la meilleure qualité d'analyse temporelle et fréquentielle de la fonction auditive n'est malheureusement pas toujours aussi simple et reste parfois peu satisfaisant. Un résultat vocal insuffisant entraîne des difficultés résiduelles de vie sociale et ne peut correspondre au compromis confort/résultats désiré. La démarche technique doit être associée à un accompagnement psychologique pour permettre l'acceptation du faible résultat. Prévenir le patient atteint d'une NA/DA qu'apporter une correction quantitative a un problème qui est essentiellement qualitatif sera de faible effet. La seule possibilité pour rechercher le gain désiré est de l'augmenter progressivement puis d'analyser le résultat vocal et psychoacoustique. Si le fait d'augmenter le gain améliore le résultat vocal, une nouvelle augmentation peut être tentée, si une dégradation est constatée retour au gain précédent. Dans le cas de cette patiente atteinte d'une NA/DA un réglage privilégiant les aigus par rapport aux graves était le meilleur compromis. Le recours aux multiples débruiteurs de dernière génération a sensiblement amélioré le résultat et permet une analyse des transitoires d'attaque court en temps et faible en intensité. La mise en place de microphones directionnels fut positive dans la mesure où elle permet une meilleure sélectivité du locuteur et diminuer légèrement l'amplification des graves. L'usage d'un système HF aurait également pu améliorer le résultat pour cette patiente.

Un travail orthophonique permettant de favoriser la lecture labiale est venu renforcer la prise en charge pluridisciplinaire de cette pathologie.

Le bénéfice de l'appareillage auditif classique restant néanmoins limité dans ce cas de NA/DA, et après concertation avec l'équipe pluridisciplinaire il fut proposé une implantation cochléaire unilatérale pour débiter, et déboucher sur un appareillage bi modal.

L'indication d'un implant cochléaire dans le cas de NA/DA est basée sur l'absence de résultat fonctionnel satisfaisant avec les autres techniques de réhabilitation (Miyamoto et al 1999). Traiter la NA/DA par implantation cochléaire peut être contradictoire si c'est le nerf cochléaire qui est atteint. Les stimulations électriques de l'implant cochléaire avec les stratégies de codage récentes peuvent redonner une synchronisation de la réponse par les fibres du nerf cochléaire. Rapidement cette technique fut probante pour cette patiente qui est désormais satisfaite du résultat en comparaison au mode précédent.

Le choix de l'implantation cochléaire bilatérale est discuté car cette procédure a montré son efficacité dans les surdités acquises de l'adulte et devrait dans ce cas de NA/DA optimiser les résultats fonctionnels (Muller et al 2002, Bouccara et al 2007).

En conclusion, la connaissance de l'existence d'une NA/DA chez un patient change sa prise en charge et ne peut se contenter de l'application stricto sensu d'une méthodologie d'appareillage. Cette connaissance permet de prédire l'efficacité prothétique à venir, préparer le patient à un faible résultat, orienter vers telle ou telle aide auditive et éventuellement déboucher sur une implantation cochléaire dans les pathologies touchant les CCI ou liaisons synaptiques. Lors d'une prise en charge d'une telle pathologie il est demandé à l'équipe pluridisciplinaire de mettre en place toutes les solutions disponibles afin d'obtenir le meilleur compromis confort résultat.

Adaptation des méthodologies en fonction des anomalies de l'audiométrie prothétique, de la discordance tonale/vocale et des compensations mises en place

Thomas ROY, Laboratoire F. LE HER - 43, rue de la Tour de Beurre - 76000 ROUEN - t.roy@laboratoire-leher.fr

L'adaptation audioprothétique, comme toute activité scientifique, est avant tout une affaire de méthode. Si l'empirisme, fruit de l'expérience de l'opérateur a toujours sa place dans la pratique quotidienne, des méthodologies liminaires (lorsqu'elles ne considèrent que le seuil d'audition liminaire pour le calcul des cibles de gain) et supraliminaires (qui utilisent le seuil liminaire associé à un seuil supraliminaire, confort ou inconfort) ont progressivement vu le jour dans le but d'encadrer les prescriptions de gain. Pour les méthodes empiriques, le patient est interrogé sur son ressenti subjectif, hors de toute référence scientifique et devient de ce fait le décideur principal des adaptations ou modifications de réglages à mettre en place. Lors de l'utilisation de méthodes liminaires, la prise en compte du simple seuil liminaire, malgré le recours à des échantillons statistiques, ne permet certainement pas de répondre aux besoins spécifiques de chaque patient, et nécessite alors de recourir à des adaptations, fruits de l'expérience de l'opérateur. Les méthodes supraliminaires se veulent elles plus complètes en analysant avec précision l'ensemble de la dynamique résiduelle de chaque patient avec pour objectif de la normaliser par la mise en place de réglages adaptés. Néanmoins, les besoins ou attentes de chaque patient recueillis lors d'une anamnèse qui se devra la plus complète possible, en relation avec des critères comme l'ancienneté de la perte auditive, la présence de processus de compensation par exemple peuvent conduire également à une adaptation des cibles de gain.

Au premier rang des raisons poussant l'opérateur à une adaptation des cibles de gain, et cela quelle que soit la méthodologie employée, se trouvent les anomalies de l'audiométrie prothétique. Ces mesures qui souffrent de la subjectivité cumulée du patient et de l'audioprothésiste sont également fragilisées dans leur précision par des problèmes classiques d'étalonnage, d'environnement acoustique ou de réactions des prothèses aux stimuli utilisés. La part d'incertitude dans ces mesures n'est ainsi pas sans conséquences sur le calcul des cibles de l'ensemble des méthodologies. Ainsi les écart-types relevés lors de la mesure des seuils liminaires oreilles nues sont de l'ordre de 4 à 6 dB et retrouvés classiquement dans la littérature (Humes et Kirn, 1990 - Goncalves et al, 2013). Pour le relevé des seuils supraliminaires, la reproductibilité intra-individuelle présente également des écart-types de 2 à 4 dB (Pollack, 1952 - Voltz, 1984).

Ces erreurs de mesures vont avoir des conséquences différentes sur les cibles de gain en fonction de la méthodologie employée. Pour les méthodes liminaires par exemple, une erreur de 5dB sur la mesure du seuil n'aura pas les mêmes conséquences pour une surdité moyenne que pour une surdité sévère ou profonde où l'on pourra retrouver directement une différence de 5 dB dans les cibles de gain. Lors de l'utilisation de méthodologie supraliminaire de type

M.T.D. (Médiane Théorique de la dynamique) tel le Pré-Réglage de X. Renard, les erreurs éventuelles lors du relevé du SSI seront divisées par 2 lors du calcul de la MTD.

Afin de limiter ces erreurs, la corrélation entre audiométrie tonale et vocale est primordiale. Mais cette dernière peut également être le reflet de distorsions ou de compensations mises en place dans le temps par le patient et dont il faudra tenir compte lors de la mise en place des réglages prothétiques, au-delà du seul aspect tonal liminaire. Pour une bonne corrélation entre les audiométries tonales et vocales liminaires, le seuil d'intelligibilité en dB HV doit être retrouvé au niveau de la moyenne des seuils en tonale en dB HL pour les fréquences 500, 1000 et 2000 Hz avec une tolérance de ± 7 dB. Le maximum d'intelligibilité doit être lui obtenu pour une intensité 10 dB supérieure au seuil liminaire tonal à 2000 Hz. L'absence de corrélation entre les audiométries tonales et vocales est un indicateur important lors du bilan d'orientation prothétique et permet de mettre en évidence un processus de compensations centrales mises en place ou à l'inverse la présence de distorsions importantes ou de troubles rétro-cochléaires.

Lorsque les mesures vocales sont meilleures que celles attendues au regard de l'audiométrie tonale, on peut suspecter la mise en œuvre de processus de compensations centrales autour de la fréquence de coupure (Thai-Van et al, 2002), notamment lors de pentes audiométriques associées à une perte auditive anciennement installée. Les auteurs observent dans ce cas une amélioration du seuil différentiel de fréquence (DLF) dans la zone de la fréquence de coupure de la perte auditive (Fig. 1)

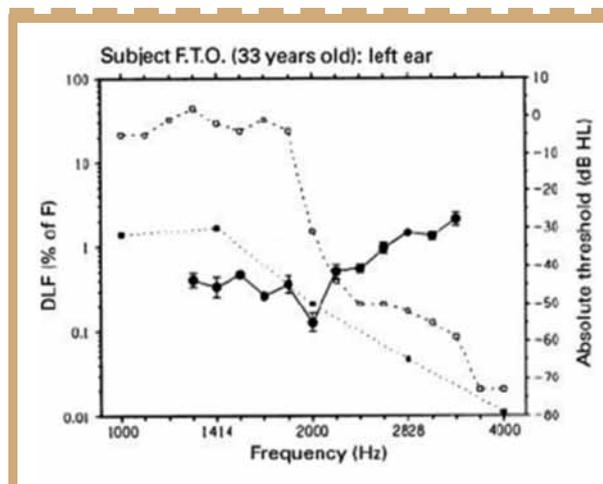


Figure 1 : Seuil différentiel de fréquence au regard de la perte auditive. Thai-Van et al. 2002



Lorsque la discordance tonale/vocale est ainsi favorable, et en relation avec une perte auditive ancienne, l'audioprothésiste devra tenir compte de ces paramètres lors de la mise en place de sa méthodologie d'appareillage. On pourra alors envisager par exemple la mise en place d'un gain progressif pour arriver lentement à la cible de gain optimale recommandée par la méthodologie, grâce à des systèmes automatiques et paramétrables qui se démocratisent dans les aides auditives actuelles. Dans des cas classiques de bonne conservation des basses fréquences associées à une perte auditive ancienne ayant conduit à des compensations sur ces fréquences restantes, l'audioprothésiste devra se poser la question de l'utilité éventuelle d'amplifier des fréquences aiguës fortement dégradées pour au contraire sur-amplifier ces fréquences restantes. Il pourra également veiller à une utilisation raisonnée des algorithmes de réducteurs de bruits, se poser la question de l'opportunité de la présence d'événements pour la conservation directe de la fréquence de coupure, ou du niveau des seuils d'enclenchement de la compression, dans une optique de respect du vécu auditif du patient.

La présence d'un recrutement massif sur certaines fréquences peut également être considérée comme une anomalie de l'audiométrie prothétique et conduire à des adaptations des cibles prescrites par les méthodologies, notamment supraliminaires dont l'objectif principal vise à normaliser la dynamique du patient sur l'ensemble de spectre. L'impossibilité de mettre en place les facteurs de compression suffisants pour traiter totalement ce type de recrutement, du fait des limites imposées par les logiciels des industriels ou du fait des conséquences d'une telle compression sur les rapports signaux/bruit mènent inévitablement à procéder à des ajustements. Dans ces conditions, l'audioprothésiste pourra par exemple adapter à la baisse le facteur de compression, et diminuer le gain dans le canal considéré mais devra s'assurer que la perception dynamique du patient reste acceptable en l'absence de compression adaptée tout en veillant à conserver également une utilité fonctionnelle à cette amplification. Ainsi si l'on se réfère aux travaux de R. Drullman repris par C. Renard, la majeure partie de la dynamique d'intensité donnant 100% d'intelligibilité d'un signal de parole est contenue entre -19 et +1 dB par rapport à son niveau moyen à long terme. La portion la plus importante se situe même 6 à 9 dB en dessous du niveau moyen à long terme (Drullman, 1995) soit à des intensités relativement faibles qui pourront être difficilement perçues en cas d'amplification et de compression insuffisantes. On se posera alors la question de la nécessité de corriger les fréquences considérées.

Les méthodologies constituent la base de l'exercice professionnelle de l'audioprothésiste. Les méthodologies supraliminaires constituent, par une approche complète des distorsions dynamiques propres à chaque patient, une réponse adaptée à la nécessité d'obtenir des cibles de gains individuelles précises. Toutefois, en prenant en compte les résultats de l'anamnèse et de l'analyse des mesures du bilan d'orientation prothétique, l'opérateur sera amené à apporter des adaptations dictées par les contraintes techniques ou avant tout par le vécu et les attentes et besoins spécifiques de son patient.

Bibliographie

DRULLMAN, Rob, 1995. Temporal envelope and fine structure cues for speech intelligibility. *J. Acoust. Soc. Am*, Vol. 97, n°1.

GONCALVES, Claudia Giglio de Oliveira et al., 2013. Auditory thresholds among military musicians: conventional and high frequency. *CoDAS*, vol.25, n°2, pp 181-187. ISSN 2317-1782

HUMES, Larry E. et KIRN Elisabeth U., 1990. The reliability of functional gain. *Journal of speech and hearing disorders*. Vol.55, 193-197.

POLLACK, Irwin, 1952. Comfortable listening levels for pure tones in quiet and noise. *J. Acoust. Soc. Am*, 24,158.

THAI-VAN, Hun et al., 2002. Local improvement in auditory frequency discrimination is associated with hearing-loss slope in subjects with cochlear damage. *Brain*, 125, 524-537.

VOLTZ, Christine, 1984. Reproductibilité des niveaux d'audition le plus confortable et d'inconfort. Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste, Faculté de Pharmacie de Nancy.

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 – 52600 HORTES



Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

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

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

A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES*

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

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

SARL au capital de 1.000.000 € RCS Châtenet 451 420 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>

Stratégie d'adaptation en fonction de pathologie fréquentielle ou temporelle et des résultats de l'audiométrie vocale

Frank Lefèvre Rennes

1 Introduction

La surdité engendre deux catégories de désordres auditifs. Il s'agit premièrement de l'altération de la quantité d'audition, mesurable par les seuils tonals liminaires et supraliminaires, sur lesquels s'appuient les méthodologies d'appareillage. Il s'agit deuxièmement de la dégradation de la qualité auditive avec des distorsions temporelles ou fréquentielles non linéaires. C'est pourquoi les méthodologies « tonales », néanmoins indispensables, sont des prescripteurs imparfaits de la quantité de correction tel que le suggère le nom de baptême de « la Méthode du Pré-Réglage » fort judicieusement choisi par Xavier Renard, son auteur, repris depuis abusivement pour nommer toute méthodologie de prescription de gain à l'image de termes génériques comme « frigidaire », « mobylette », ou « sonotone ».

Dans un premier temps, nous passerons en revue la nature des désordres auditifs qualitatifs sur le plan temporel et sur le plan fréquentiel. Dans le but de tenter d'aller au-delà de la prescription tonale de correction, nous rappellerons les outils existants pour mesurer ces désordres, dont les tests psycho-acoustiques diffusés notamment par le logiciel DISTORSIONS de Yves Lasry et plus particulièrement l'audiométrie vocale avec des analyses de confusions de syllabes du logiciel ATEC.

Dans un deuxième temps, nous décrirons des directions à suivre pour optimiser les réglages de correction auditive sur le choix des gains, des points d'enclenchement, taux et constantes de temps de compression d'entrée ainsi que compression fréquentielle en fonction des résultats du test syllabique et de l'analyse ATEC, avec des illustrations de cas cliniques.

2 Désordres auditifs temporels

Des phénomènes de masquage et de rémanence temporels peuvent dégrader l'acuité temporelle et donc la qualité de l'audition. L'acuité temporelle est la capacité auditive à discerner des événements acoustiques qui se succèdent dans le temps et les transitions les liant les uns aux autres.

Des tests psycho-acoustiques, dont certains que l'on retrouve dans le logiciel DISTORSIONS, permettent de mesurer des aspects de l'acuité temporelle. Le test de fusion de clics consiste à émettre deux sons du type clic se succédant de plus en plus rapidement dans le temps : au début, l'auditeur perçoit deux clics distincts, et arrive un moment où il n'y aura plus qu'un seul clic perçu. Un espace temporel anormalement élevé engendrant la fusion des clics pourra témoigner d'une dégradation de l'acuité temporelle. Une autre façon de mesurer cette acuité temporelle s'appelle le Gap Test. Ce test émet deux sons complexes identiques tenus se succédant dans le temps et séparés par un laps de temps qui va être de plus en plus

réduit tant que l'auditeur percevra une interruption du son. Un laps de temps trop important engendrant une disparition de l'interruption du son témoignera également d'une altération de l'acuité temporelle. D'autres types de tests s'appelant les TMTF consistent à faire fluctuer l'amplitude d'un signal continu en modulant la profondeur ou la fréquence de modulation pour mesurer les frontières à partir desquelles l'auditeur ne percevra plus de variation d'amplitude.

Un test d'audiométrie vocale, le test syllabique, permet de mesurer également une forme de dégradation de l'acuité temporelle par l'intermédiaire de l'analyse ATEC (comparaison audiolinguistique d'enveloppes temporelles) que nous avons développée. Rappelons que l'ATEC comporte une base de données contenant les valeurs chiffrées dans chaque bande de fréquence des paramètres d'enveloppes temporelles de 180 syllabes consonne-voyelle du Français, ces paramètres étant le facteur de crête, la dynamique, la profon-

DESORDRES TEMPORELS

SAISIE		reset liste		
je	e	<input type="radio"/> gé	0	0
h	o	<input type="radio"/> chau	0	0
s	u	<input checked="" type="radio"/> ti	1	1
f	à	<input type="radio"/> fan	0	0
p	in	<input type="radio"/> pan	0	0
v	u	<input type="radio"/> vou	0	0
t	a	<input type="radio"/> sa	1	0
d	&	<input type="radio"/> deu	0	0
m	on	<input type="radio"/> bon	1	0
i	y	<input type="radio"/> lu	0	0
m	i	<input type="radio"/> mi	0	0
k	u	<input type="radio"/> cou	0	0
d	o	<input type="radio"/> zo	1	0
n	in	<input type="radio"/> nan	0	0
z	e	<input type="radio"/> què	1	0
p	y	<input type="radio"/> pu	0	0
z	à	<input type="radio"/> gan	1	0
s	&	<input type="radio"/> ceu	0	0
v	on	<input type="radio"/> von	0	0
m	a	<input type="radio"/> ma	0	0

Figure 1 : le test syllabique comporte sept listes chacune de vingt trisyllabes identiques, par exemple « gé-gé-gé ». Une trisyllabe peut comporter jusqu'à deux confusions phonétiques : la consonne et la voyelle sont chacune prises en compte dans la réponse du patient, quarante phonèmes sont testés par liste. Il s'agit ici d'une fenêtre de saisie des confusions. Dans cet exemple, le patient a commis 7 confusions sur 40 phonèmes testés : le taux de reconnaissance phonémique est de 82 %. Lorsqu'il y a une syllabe incorrectement perçue, le logiciel ATEC va comparer les paramètres d'enveloppe temporelle de la syllabe émise avec ceux de la syllabe perçue.



deur de modulation et la valeur RMS. Lorsqu'un auditeur commet une confusion de syllabes, l'ATEC compare les paramètres temporels de la syllabe émise avec ceux de la syllabe perçue pour cerner dans quelle bande de fréquence et pour quel paramètre temporel il y a défaillance de la perception.

Différentes stratégies peuvent être envisagées pour corriger les désordres d'acuité temporelle. La ligne directrice est de préserver les contrastes d'enveloppes temporelles. Dans le calme, la parole normale a une intensité de 60 à 65 dB SPL. Il faut se rappeler que les principales informations d'enveloppe se situent entre -5 à -10 dB en dessous du niveau moyen de la parole comme l'ont montré plusieurs travaux, ceux de DRULLMAN par exemple. Il est donc particulièrement important de préserver en sortie de l'ACA les contrastes temporels des signaux d'entrée entre 50 et 60 dB. En cas de compression d'entrée rapide du type syllabique, on pourrait choisir de limiter le taux de compression et/ou d'augmenter le point d'enclenchement de la compression afin de ne pas diminuer les contrastes d'enveloppe en sortie de l'ACA. Une compression d'entrée lente préserve mieux les contrastes d'enveloppe, donc il y aura moins matière à diminuer le taux ou majorer le point d'enclanche-

ment. En revanche, ce type de compression risque plus d'hypothéquer la perception des vallées du signal de parole. Une autre perspective, encore du domaine de la recherche, est la modification du temps selon la séquence phonétique produite. Dans la grande majorité des surdités neurosensorielles périphériques, les voyelles sont beaucoup mieux reconnues que les consonnes. Il est donc possible d'envisager des traitements du signal qui raccourcirait la durée des

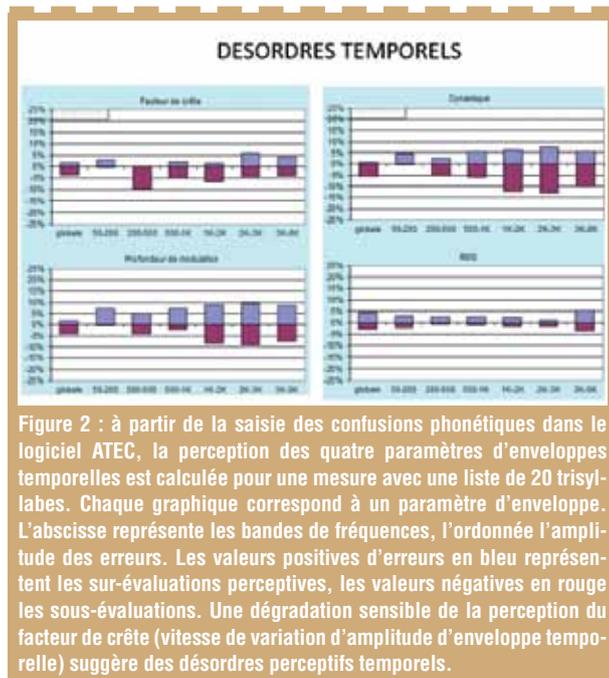


Figure 2 : à partir de la saisie des confusions phonétiques dans le logiciel ATEC, la perception des quatre paramètres d'enveloppes temporelles est calculée pour une mesure avec une liste de 20 trisyllabes. Chaque graphique correspond à un paramètre d'enveloppe. L'abscisse représente les bandes de fréquences, l'ordonnée l'amplitude des erreurs. Les valeurs positives d'erreurs en bleu représentent les sur-évaluations perceptives, les valeurs négatives en rouge les sous-évaluations. Une dégradation sensible de la perception du facteur de crête (vitesse de variation d'amplitude d'enveloppe temporelle) suggère des désordres perceptifs temporels.

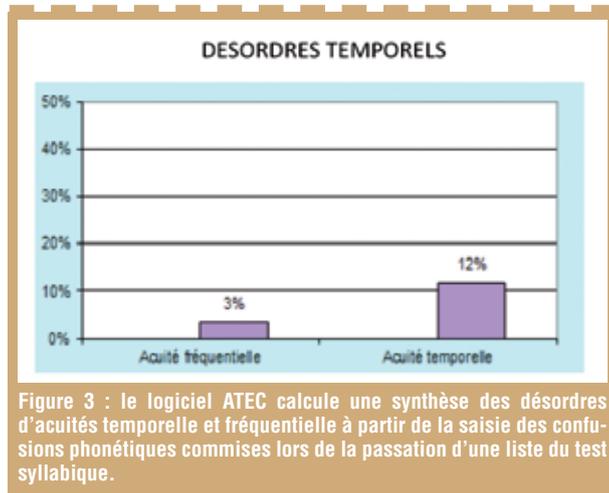


Figure 3 : le logiciel ATEC calcule une synthèse des désordres d'acuités temporelle et fréquentielle à partir de la saisie des confusions phonétiques commises lors de la passation d'une liste du test syllabique.

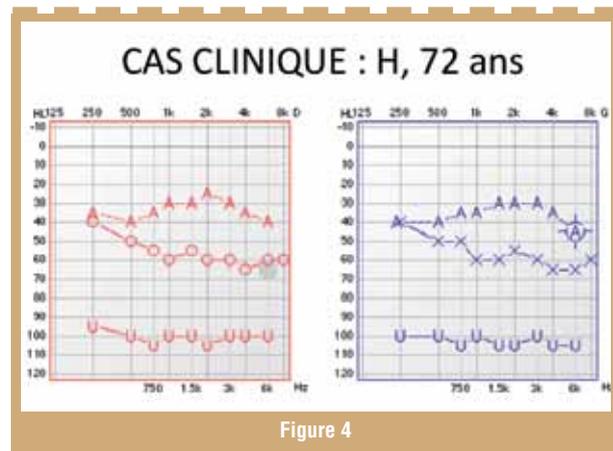


Figure 4

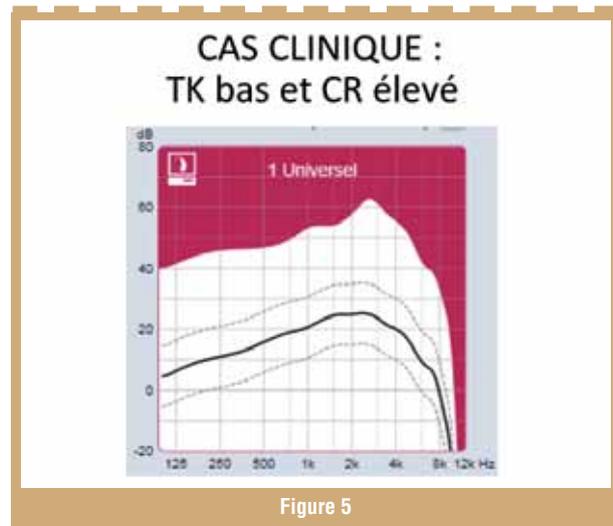


Figure 5

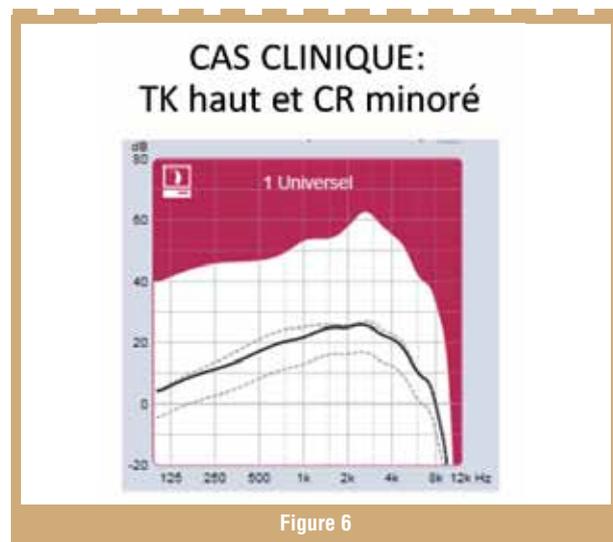


Figure 6

voyelles et augmenterait celle des consonnes et particulièrement de leurs transitions formantiques pour améliorer la perception de ces dernières sans que cela se fasse au détriment des voyelles et sans qu'il y ait de décalage temporel perceptible entre l'auditif et le visuel dans une situation de lecture labiale.

Pour illustrer ces propos, abordons un premier cas clinique. Il s'agit d'un homme de 72 ans qui présente une surdité moyenne groupe II apparue progressivement. La figure 4 présente son audiogramme, ses seuils d'inconfort et les seuils liminaires oreilles appareillées.

La figure 5 montre les courbes d'un premier réglage de correction auditive avec taux de compression d'entrée élevé et point d'enclenchement bas, tandis que la figure 6 montre les courbes d'un deuxième réglage avec taux de compression amoindri et point d'enclenchement relevé.

Le premier réglage réduit les contrastes d'enveloppe temporelle et augmente l'audibilité des vallées du signal de parole. A l'inverse, le deuxième réglage augmente les contrastes d'enveloppe temporelle mais réduit l'audibilité des vallées. Les deux réglages utilisent une compression rapide du type syllabique. Cliniquement, ce patient décrit une nette préférence pour le deuxième réglage car le premier engendre une sensation de résonance désagréable qu'il ne se verrait pas accepter toute la journée.

A l'aide de deux listes du syllabique, la perception phonétique est ensuite mesurée pour chacun de ces deux réglages chez ce patient oreilles appareillées en champ libre à 60 dB dans le silence.

La figure 7 illustre la saisie des confusions pour chacun des deux réglages. Au niveau des scores de phonèmes reconnus, il n'y a pas de différence véritablement significative puisque le premier réglage donne 82% de phonèmes bien reconnus tandis que le deuxième réglage donne 85%. Les figures 8 et 9 montrent des résultats calculés par le logiciel ATEC : le facteur de crête des enveloppes temporelles est mieux reconnu avec le deuxième réglage qui engendre moins de désordres d'acuité temporelle.

3 Désordres auditifs fréquentiels

Ces désordres altèrent ce que l'on peut appeler l'acuité fréquentielle. Celle-ci comporte plusieurs aspects, en premier lieu la tonie, c'est-à-dire la perception de la juste hauteur fréquentielle d'un son. Cette tonie peut être faussée soit par une perception trop imprécise de la fréquence (sélectivité fréquentielle trop pauvre), soit par une



Figure 7

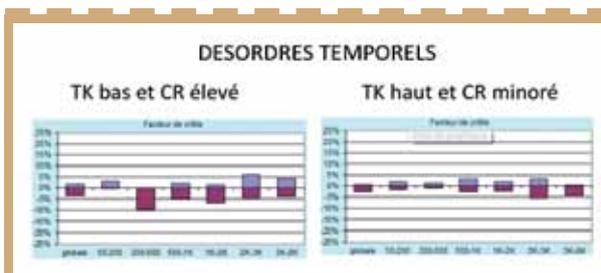


Figure 8

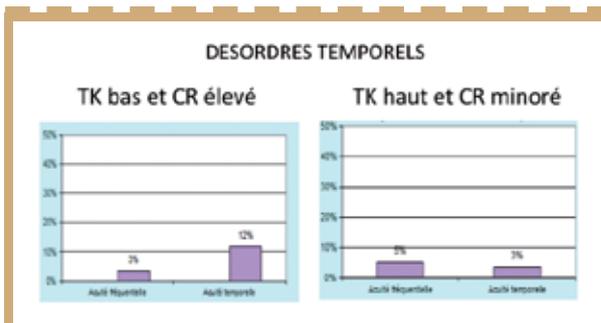


Figure 9

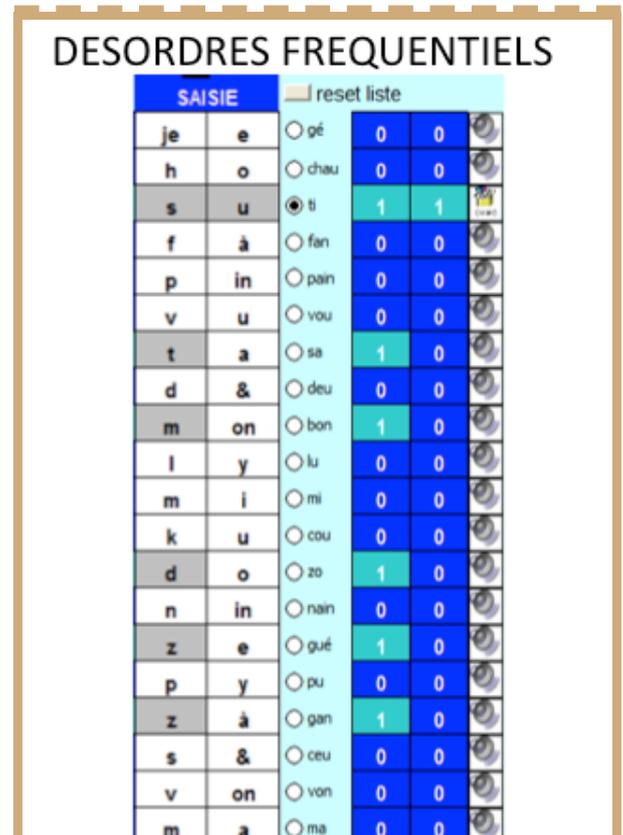


Figure 10



distorsion engendrant une sensation plus grave ou plus aiguë que la fréquence réelle. Certains patients arrivent à bien décrire cette sensation, en particulier dans les pertes asymétriques où l'on peut faire une mesure psycho-acoustique de comparaison de tonie entre les deux oreilles. Pour les surdités symétriques ou non, des tests psycho-acoustiques de discrimination de fréquence comparant deux fréquences proches ou employant une modulation de fréquence peuvent être utilisés. Le deuxième aspect de l'acuité fréquentielle, systématiquement dégradé dans la surdité neurosensorielle périphérique, est le plus connu, la sélectivité fréquentielle, c'est-à-dire la capacité à percevoir au même moment deux ou plusieurs sons simultanés. Elle peut être mesurée par la pratique de courbes psycho-acoustiques d'accord. Une dégradation de la tonie ou de la sélectivité fréquentielle engendre dans les deux cas une altération de la perception de la structure fine de la parole.

A partir du relevé de confusions phonétiques du test syllabique, l'ATEC quantifie également les désordres de l'acuité fréquentielle pour un patient donné, ceci sur la globalité du champ fréquentiel ou par bande de fréquences, comme le montrent les figures 10, 11 et 12 ci-dessous. La perception incorrecte de la valeur RMS

(Root Mean Square) figure 11 témoigne des difficultés à percevoir la quantité d'énergie sonore par bande de fréquences respective, en lien direct avec l'altération de l'acuité fréquentielle. Les désordres d'acuité fréquentielle sont également calculés dans leur globalité. Certaines stratégies de correction auditive peuvent être utilisées pour gérer ces désordres d'acuité fréquentielle. La première ligne conductrice est de ne pas chercher à sur-amplifier les zones de fréquences les plus « brouillées » par l'anarchie cochléaire, soit en diminuant le gain, soit en diminuant le point d'enclenchement de compression, soit en majorant le taux de compression dans la bande de fréquence la plus impliquée dans les désordres. La deuxième ligne conductrice est de mettre en œuvre une compression ou une transposition fréquentielle afin de limiter la stimulation des régions cochléaires basales les plus dégradées. Cette action peut être renforcée en taux et en amplitude tant qu'elle ne génère pas de gêne pour le patient. Une approche clinique envisageable consiste à augmenter progressivement le taux avec une amplitude de modification fréquentielle réduite, puis à majorer cette amplitude jusqu'à l'apparition éventuelle d'une gêne. Cette limite de gêne peut ensuite être mise en compétition avec un taux minoré et une amplitude majorée, et ainsi opter pour les préférences du patient.

Voici pour illustrer ces différentes approches des désordres d'acuité fréquentielle le cas clinique d'une patiente de 76 ans. Ses seuils tonaux liminaires au casque puis oreille appareillée ainsi que ses seuils d'inconfort sont illustrés par la figure 13. Un premier réglage est défini figure 14 : l'amplification est forte, avec un gain élevé, un taux abaissé et un point d'enclenchement majoré dans les aigus.

DESORDRES FREQUENTIELS : valeurs RMS

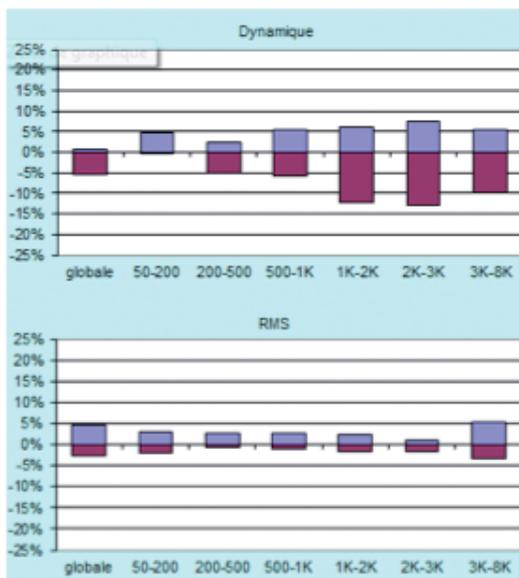


Figure 11 : Valeurs RMS

DESORDRES FREQUENTIELS

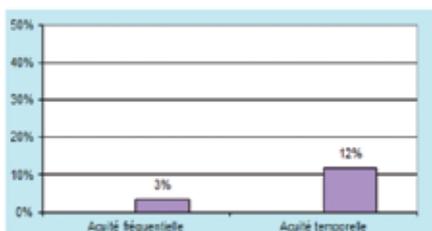


Figure 12

CAS CLINIQUE : F. 76 ans

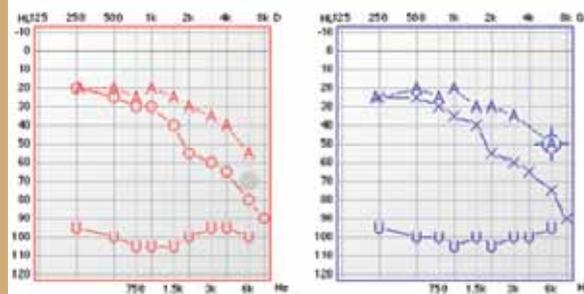


Figure 13 : Cas clinique : Femme 76 ans

CAS CLINIQUE : F. 76 ans gain élevé, CR bas, TK haut

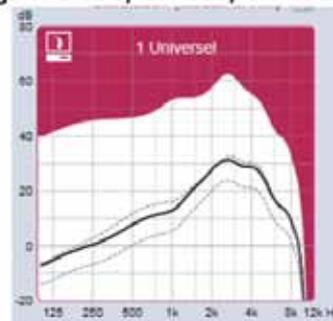


Figure 14 : Cas clinique : Femme 76 ans



Un deuxième réglage apparaît figure 15 pour limiter la stimulation des aigus : le gain est un peu diminué, mais surtout le taux de compression est majoré et le point d'enclenchement est abaissé.

Ces deux réglages sont mis en compétition par une évaluation avec le test syllabique figure 16 : la saisie des confusions est effectuée avec la liste de gauche pour le premier réglage, et avec la liste de droite pour le deuxième réglage. Les pourcentages de reconnais-

sance phonémique sont de 80% (huit confusions phonétiques) pour le premier réglage et de 90% (quatre confusions phonétiques) pour le deuxième réglage. Cliniquement, cette patiente décrit une nette préférence pour le deuxième réglage, le premier étant ressenti avec une résonance métallique désagréable et une clarté auditive dégradée. La figure 17 affiche les résultats de perception du paramètre RMS (quantité d'énergie sonore par bande de fréquences, dont la perception est plus dépendante de l'acuité fréquentielle) des enveloppes temporelles syllabiques, ainsi que les dégradations de l'acuité temporelle et de l'acuité fréquentielle. Les résultats à gauche sont engendrés par le premier réglage, ceux à droite par le deuxième réglage. Les valeurs RMS sont nettement mieux perçues dans les aigus avec le deuxième réglage, les sous évaluations en rouge de la quantité sonore sont amoindries et les surévaluations en bleu ont presque disparues. Le taux d'erreurs de l'acuité fréquentielle diminue sensiblement avec le deuxième réglage puisqu'il passe de 7 à 3% d'erreurs.

Nous avons évalué un troisième réglage avec compression fréquentielle fortement actionnée (figure 18). Cliniquement, le ressenti avec ce réglage est désagréable, cette patiente décrivant des chuintements excessifs. Ce nouveau réglage est évalué avec le test syllabique et l'ATEC figures 19 et 20.

Figure 19, une liste du test syllabique est utilisée pour une mesure sans compression fréquentielle à gauche, et une autre liste avec compression fréquentielle à droite. Le taux de phonèmes reconnus est le même avec les deux réglages, soit 90%.

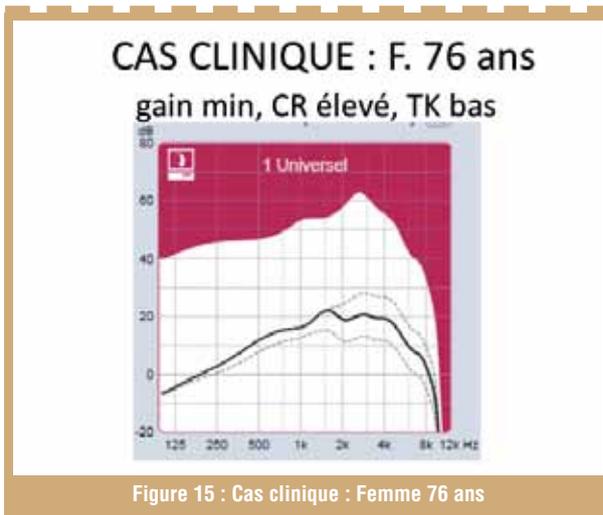


Figure 15 : Cas clinique : Femme 76 ans

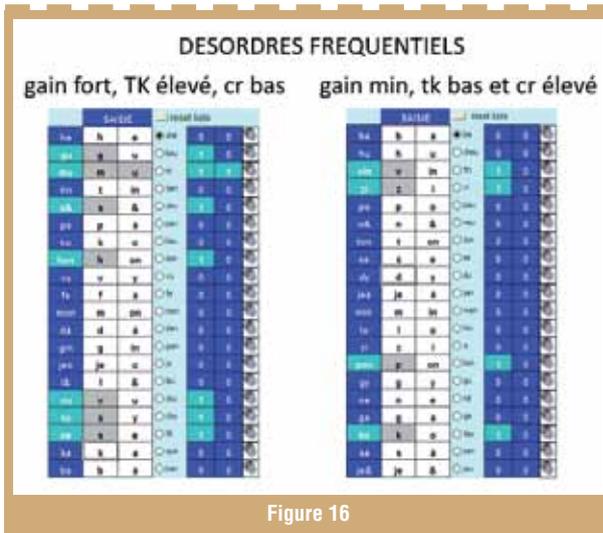


Figure 16

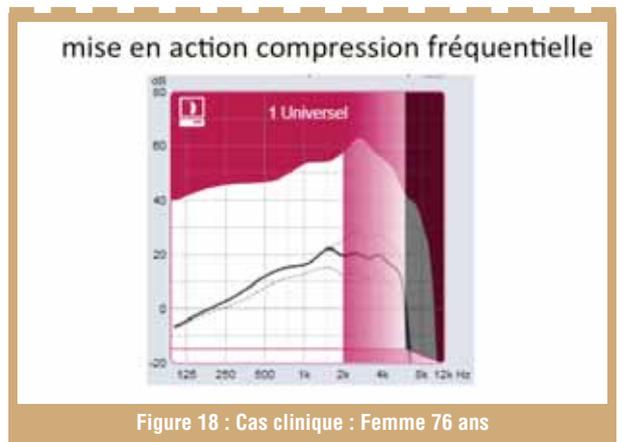


Figure 18 : Cas clinique : Femme 76 ans

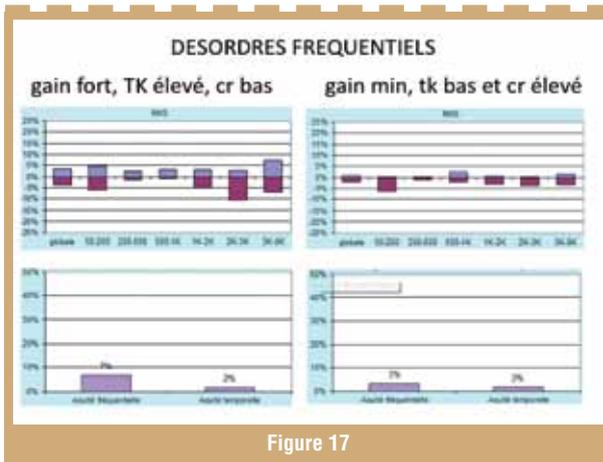


Figure 17

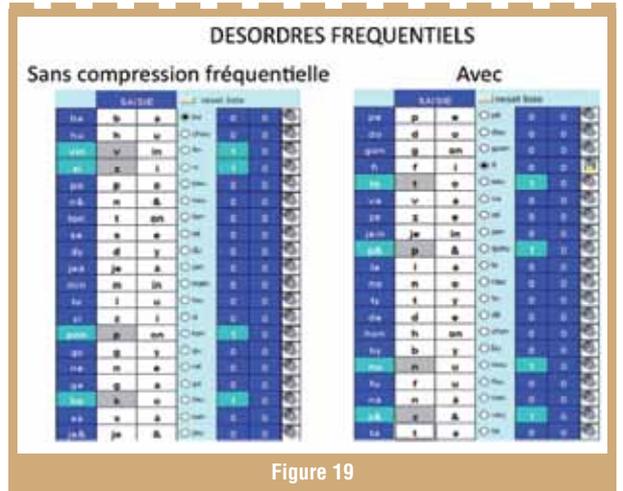


Figure 19



La figure 20 montre qu'il n'y a pas de différence apparente sans ou avec compression fréquentielle pour la perception de la valeur RMS ni pour l'acuité fréquentielle. Peut-être qu'une différence pourrait apparaître en faveur de la compression fréquentielle après une période d'acclimatation, encore faudrait-il que cette patiente la tolère tous les jours sans fatigue ou désagréments excessifs de chuintements pour s'y acclimater, ce qui doit être le critère pour la laisser active ou non.

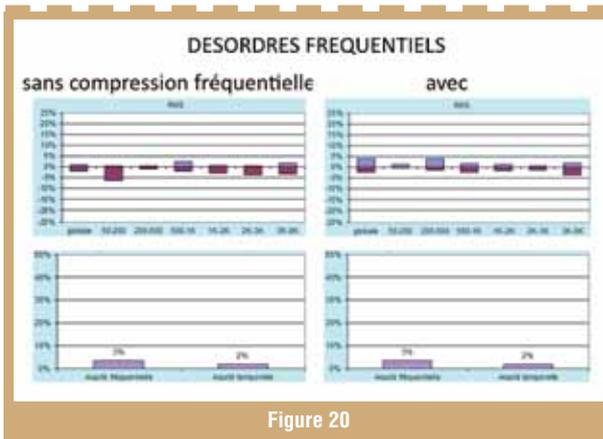


Figure 20

4

Conclusion

L'optimisation de la correction doit aller au-delà de l'étape de la prescription tonale aussi idéale soit-elle étant donné les distorsions non linéaires temporelles et fréquentielles présentes dans la surdité neurosensorielle. La raison en est que les connaissances de la physiologie et de la physiopathologie auditive comportent (et comporteront) toujours des limites qui font que les bonnes théories peuvent donner lieu à de mauvaises pratiques si l'on n'y prend

garde, d'autant que chaque patient est un cas unique. Il n'y a donc pas de règle systématisable, c'est là où intervient tout l'art de l'audioprothésiste pour se tenir à l'écoute de son patient et procéder à une optimisation clinique de la correction auditive, qui, de notre point de vue, doit se faire au décibel près : en effet, la pratique montre qu'une modification d'un seul décibel peut faire basculer une correction ressentie comme confortable et efficace vers une correction intolérable. Il y a également fort à parier, comme le pense Paul AVAN et son équipe, qu'une perte auditive ne devrait pas être corrigée de la même façon selon qu'elle comporte encore ou non des oto-émissions acoustiques provoquées, notamment en terme de gain et de compression d'entrée.

Une optimisation de correction auditive l'est à un instant T donné chez un patient, ce qui ne veut pas dire qu'elle va le rester même si l'audiogramme reste stable : la réorganisation cérébrale auditive fait que, souvent, ce qui pouvait être satisfaisant les premiers temps du port de l'appareillage peut devenir insuffisant en quantité de correction et nécessiter de faire évoluer cette dernière au fil du temps. Nous vivons tous cette situation dans notre pratique quotidienne, ce qui nous impose en permanence de refaire des bilans auditifs sans et avec appareils, de vérifier l'intégrité de fonctionnement de ces derniers, de procéder à des modifications des réglages, ce qui nécessite d'y consacrer beaucoup de temps.

D'une part, c'est la clinique, c'est-à-dire le ressenti du patient qui guidera l'optimisation de la correction, par exemple par une méthode de « tournoi » entre deux réglages possibles pour rechercher une éventuelle préférence du patient. D'autre part, ce sont les tests audioprothétiques notamment l'audiométrie vocale dans le silence et dans le bruit qui permettront de valider un choix d'appareil et un choix de réglages. N'en dévoilons pas plus car ce sera l'objet du prochain EPU 2015 portant sur le contrôle d'efficacité prothétique.



Adaptation de la méthodologie pour l'écoute de la musique

Bernard Hugon Laboratoire ENTENDRE - AUDITION LAENNEC - 81 rue de Sèvres - 75006 PARIS

1 Musique et méthodologie

Quelles modifications apporter au réglage « parole » d'un mélomane appareillé, pour lui permettre de retrouver le plaisir de l'écoute musicale ?

En premier lieu, il faut considérer que la musique a des paramètres qui lui sont propres comme la bande passante et la dynamique et qu'ils nécessitent des réglages adaptés. Ensuite le musicien est un auditeur particulier ; il n'attend pas du sens, il attend des émotions. De plus son écoute est « active », il explore la matière sonore pour la décrypter.

Quoiqu'il en soit, une surdité est d'abord un déficit quantitatif, y compris pour écouter de la musique. L'audiométrie tonale nous indique ce déficit, mais l'audiométrie vocale va devoir être remplacée par des tests d'écoute pour évaluer la dégradation qualitative de la perception de la musique.

La technologie intervient également, car un circuit électronique, conçu pour faire face à un signal de parole, peut s'avérer inadapté face à un signal de musique. Certains fabricants ont adapté leurs aides auditives pour faire face à cette situation.

Enfin une étude de Brian Moore et de son équipe met en évidence un certain nombre de pistes très intéressantes pour améliorer la qualité d'écoute et des préconisations concrètes pour optimiser le programme musique.

Ces différentes clés d'entrée vont nous permettre de mieux comprendre et de mieux accompagner nos patients mélomanes.

2 L'attente du musicien

Le musicien souhaite retrouver le plaisir de l'écoute c'est-à-dire percevoir la dimension esthétique, retrouver le beau dans le son. Pour retrouver cette dimension esthétique il a besoin des trois critères subjectifs majeurs qui caractérisent la musique : la brillance, la dynamique et les attaques.

La **brillance, ou clarté**, relève de la perception de la hauteur et de la richesse des harmoniques. Elle est associée à la perception précise du timbre des instruments, à la lisibilité de l'orchestre.

La **dynamique** relève quant à elle de la perception des intensités. En langage musical elle se traduit par la perception précise des nuances de pianissimo à fortissimo. Elle permet à l'instrumentiste d'exprimer par son jeu, de la douceur et de la retenue ou de l'agitation et de la violence.

Enfin l'**attaque** est une part importante de l'identité de chaque instrument. C'est dans l'attaque que l'on identifie le mode de production du son : frappé, frotté, pincé... En fonction de ce mode de déclenchement, des harmoniques particulières sont générées et

vont permettre la reconnaissance du timbre et de l'instrument.

C'est avec cette palette d'expression très variée que le chef d'orchestre va créer des situations de calme ou d'agitation, des ambiances sautillantes et joyeuses, lourdes et pesantes... En utilisant toute la puissance de son orchestre, il va donner du « relief » à l'œuvre, renouveler l'intérêt de l'écoute et faire passer l'émotion.

3 L'écoute active du musicien

Une autre spécificité qui caractérise le musicien est son attitude face au discours musical : son écoute est active et elle est analytique.

Il fait des va-et-vient entre la sonorité instantanée et le déroulement dans le temps.

Dans l'instant il écoute l'orchestration, la superposition des timbres. Dans la durée il repère les motifs mélodiques, rythmiques... Ensuite il va les attendre et les retrouver dans l'œuvre : ils seront fragmentés, transposés, déplacés d'un instrument à un autre. Il décrypte l'organisation dans le temps : la forme musicale (sonate, concerto, symphonie...).

Un mélomane réécoute une œuvre qu'il connaît pour le plaisir de revivre l'expérience sensorielle et intellectuelle.

Atteint de surdité il ne retrouve plus ses propres chemins. Quels sont les ingrédients qui lui manquent ?

4 La musique et ses paramètres

Ces aspects subjectifs correspondent à des paramètres très objectifs de la musique comme source sonore.

La **dynamique** de la musique est comprise entre un pianississimo de violon qui a un niveau minimum de 20 dB et un fortississimo d'orchestre qui peut atteindre 120 dB.

Le **spectre** de la musique s'étend de 27Hz, la note la plus grave sur le clavier du piano, à 4187Hz pour la note la plus aigüe. Le spectre se prolonge au-delà du clavier sous la forme de composantes harmoniques qui vont en s'atténuant jusqu'à environ 10000Hz.

Ces harmoniques se matérialisent dans le timbre des différents instruments de l'orchestre.

Le **facteur de crête** est la différence entre le niveau moyen et le niveau maximum d'une source sonore. Pour la musique il est établi à 18 dB contre 12 pour la parole.

Ces caractéristiques montrent bien la nécessité d'une amplification adaptée. Pour connaître le besoin il faut évaluer la dégradation.



5

Évaluer l'impact de la surdité sur la perception de la musique

Nous l'avons vu plus haut, le musicien a l'oreille exercée. On connaît les pouvoirs séparateurs moyens chez l'homme ; en fréquence, en intensité, et en temps. Des études ont montré que dans ces domaines, le musicien a des compétences supérieures au non musicien, notamment en discrimination fréquentielle [1].

Mais lorsque la surdité s'installe, cette acuité s'altère. C'est d'abord la perception du timbre qui est impactée, ensuite c'est la capacité à suivre le discours musical du fait de la perte de repère logique, en particulier la tonalité.

Je vais vous présenter deux pistes possibles pour évaluer l'impact qualitatif de la surdité chez un musicien.

En premier lieu, des chercheurs de l'Université de Toronto ont proposé d'évaluer la capacité à détecter la tonalité (organisation de notes qui induit une hiérarchie entre elles) et sa dégradation pour mettre en évidence l'impact de la surdité sur la qualité d'écoute de la musique. Avec leur Test de la Note Sonde [2] on demande au musicien de classer une note par rapport à un contexte tonal présenté sous la forme d'un accord arpégé. En comparant les scores du patient avec une réponse-type réalisée par des musiciens entendants, on mesure la dégradation et l'impact sur la qualité de l'écoute.

En second lieu, une équipe de Détroit a élaboré des tests de qualité d'écoute pour mettre en évidence la dégradation à travers plusieurs critères tel que : Fort/Doux, Dur/Plaisant, Plein/Creux, Harmonieux/Désagréable et Impression Générale sur une échelle de 0 à 10 [3].

6

Limite du traitement numérique pour un signal de musique

Le traitement numérique mis en œuvre dans les aides auditives est prévu pour gérer prioritairement le signal de parole. Ses limites vis à vis de la musique concernent la dynamique qui peut être supérieure à 100 dB alors que la parole dépasse rarement les 85 dB. En fait, c'est le convertisseur analogique digital qui avec son codage sur 16 bits est limité à 96dB de dynamique (20LOG (2¹⁶)). C'est la raison pour laquelle les patients se plaignent parfois de saturation lorsqu'ils écoutent de la musique.

Widex a pris l'option de déplacer de 15dB vers le haut le traitement de son étage d'entrée, ce qui lui donne un niveau utile maximum de 110 dB. Bernafon avec son gain linéaire flottant permet également d'éviter la saturation.

7

Des musiciens appareillés jugent la qualité d'écoute en fonction des principaux paramètres de réglages de leurs aides auditives

En nous appuyant sur une étude de Brian Moore nous allons voir comment des musiciens mélomanes appareillés jugent la qualité d'écoute de la musique, lorsque l'on fait varier la bande passante et la gestion de la dynamique. Moore et son équipe présentent en

conclusion une méthodologie d'appareillage qui a été préférée par ce public pour l'écoute de la musique.

Le spectre de la parole est bien défini et quelle que soit la langue il est assez constant. En ce qui concerne la musique, la situation est plus compliquée car les instruments et groupes d'instruments n'ont pas les mêmes spectres à long terme.

Pour répondre à cette contrainte, Moore utilise trois exemples sonores: un orchestre symphonique, un groupe de jazz et un xylophone. Leurs caractéristiques propres vont permettre de couvrir assez bien l'ensemble des spectres possibles et de mettre en évidence l'impact des différents paramètres de réglage sur le jugement de qualité sonore.

Chez le normo-entendant la bande passante et la réponse en fréquence sont déterminantes sur la qualité perçue. Avec cette population, Moore a montré qu'une bande passante 300/3000 Hz était jugée comme très pauvre et qu'en s'élargissant vers le grave et vers l'aigu, elle devenait plus naturelle, voire, très naturelle, une fois qu'elle avait atteint 55/16000Hz.

Concernant la régularité de la réponse en fréquence les normo-entendants ne perçoivent pas une variation de 2 dB, 5 dB n'impactent pas la qualité sonore ce qui est le cas à 10 dB.

Impact de la bande passante sur la qualité de la musique

Le groupe test est constitué de déficients auditifs atteints d'une surdité moyenne à partir de 2KHz et avec une perte de l'ordre de 60 dB à 8KHz.

On compare trois bandes passantes: la première va jusqu'à 5KHz, la seconde va jusqu'à 7.5KHz et la troisième jusqu'à 10 KHz.

Les aides auditives ont été réglées avec la méthodologie CAM2, développée par Moore et son équipe. Proche de NAL/NL2, elle préconise des gains supérieurs dans les aigus.

On étudie ces caractéristiques avec des constantes de temps lentes (50/3000) puis avec des constantes de temps rapides (10/100ms).

Avec l'extrait de musique classique, il y a toujours une préférence pour la bande étroite et elle est plus marquée avec les constantes rapides.

Pour la musique jazz la tendance est plutôt inverse, quelles que soient les constantes de temps. On se souvient que le spectre à long terme de l'extrait de musique jazz est beaucoup moins riche en haute fréquence, ceci pouvant expliquer cela.

Les auteurs ont toutefois noté des variations interindividuelles en fonction de la perte auditive et en particulier une préférence pour la bande étroite quand la pente augmentait entre 4 et 8KHz.

Impact des hautes fréquences

Mesuré en gain d'insertion, l'amplification des aigus préconisée par CAM2 est toujours préférée par les patients, quelles que soient les constantes de temps. Si on propose une réduction de la préconisation elle est plutôt acceptée, par contre une augmentation est toujours rejetée en jazz ou en classique et d'autant plus que les constantes sont rapides.

Impact du delay de compression

Pour aborder le chapitre concernant les percussions avec leurs attaques très rapides et très intenses, il faut d'abord parler



du système de « delay » mis en œuvre dans l'activation des compresseurs des aides auditives.

Grâce au traitement numérique on peut gérer cette mise en œuvre avec une grande précision et une grande efficacité. Si une modulation particulièrement intense, comme l'attaque d'un son de xylophone, se présente à l'entrée du système, on va pouvoir retarder ce signal pour permettre la mise en œuvre du compresseur et ainsi réduire le pic d'intensité pour l'empêcher de nuire au patient.

Avec notre groupe de patients appareillés, il apparaît que l'augmentation du delay, jusqu'à 15 ms en constantes lentes et 7,5 ms en constantes rapides, était toujours apprécié.

L'absence de delay (valeur 0) est toujours rejetée et encore plus vigoureusement en constantes rapides.

Impact des constantes de temps en fonction du niveau d'entrée

Trois constantes de temps des compressions sont testées, et ce, pour chacun des trois niveaux d'entrée: 50, 65 et 80 dB,

Comme on pouvait s'y attendre, l'effet des compressions sur la qualité perçue est plus marqué quand le niveau augmente. Mais ce qui se confirme avec l'augmentation du niveau, c'est la préférence incontestable pour les constantes lentes dès 65 dB de niveau d'entrée.

Les constantes rapides respectent mieux les transitions forte/piano mais la production d'intermodulation qui peut intervenir entre les sources, nuit à la clarté.

CAM 2 : la méthodologie optimum pour l'écoute de la musique ?

En guise de synthèse, l'équipe de Moore compare sa méthodologie CAM2, aménagée pour l'écoute de la musique, avec la méthodologie NAL-NL2.

Les participants doivent donner leur préférence pour la qualité globale de la musique classique et du jazz en utilisant les préconisations CAM2 ou NAL-NL2.

Dans tous les cas de figure ; constantes lentes ou rapides, niveaux faibles, moyens ou forts, la préférence va aux préconisations de CAM2. On notera une diminution de cette préférence pour les niveaux forts en constantes rapides.

8

Conclusion

L'étude de Moore met en évidence un certain nombre de pistes très intéressantes pour trouver les préconisations « optimum » et améliorer la qualité d'écoute de la musique.

Sa dimension exhaustive avec l'exploration de musique jazz, de musique classique et de percussions avec leurs contraintes dynamiques et spectrales propres, lui donne un intérêt renforcé.

Pour l'essentiel on retiendra dans notre pratique quotidienne que la bande passante peut être élargie au maximum jusqu'à atteindre la limite d'acceptation du patient. Ensuite, des constantes de temps longues et des valeurs élevées du « réducteur de pic » seront privilégiées.

Pour mettre en œuvre cette stratégie spécifique il est préférable d'élaborer un programme « musique » dans lequel on désactivera tous les algorithmes anti-bruits et on reviendra au mode omnidirectionnel.

On peut aussi utiliser la méthodologie CAM2 qui est la plus proche du réglage optimum pour l'écoute de la musique.

On fera appel aux produits des deux fabricants Bernafon et Widex qui ont développé un traitement de signal mieux adapté aux contraintes de la musique.

9

Bibliographie

- [1] *Psychophysical auditory filter estimates reveal sharper cochlear tuning in musicians.* Bidelman et al: *JASA Express Letters*, June 2014
- [2] *Towards a Functional Hearing Test for Musicians: The Probe Tone Method.* Russo, F.A. (2009) in M. Chasin's (Ed.) *Hearing Loss in Musicians.* San Diego, CA: Plural Publishing, pp 145-152
- [3] *Music Quality Rating for Hearing Aid Circuitry.* Davies-Venn, Souza, Fabry in *J Am Acad Audiol* 18:688-699 (2007)
- [4] *Effect of Bandwidth, Compression Speed, and Gain at High Frequencies on Preferences for Amplified Music.* Brian C. J. Moore, *TRENDS AMPLIF* 2012 16



PHONAK

NAIDA CI™ Q70, petite taille mais grande performance...

Le nouveau processeur de son **NAIDA CI™ Q70**, est le fruit de la complémentarité technologique des leaders en matière d'aides auditives Phonak et d'implants cochléaires Advanced Bionics.



Il profite de 20 ans d'innovations de ces spécialistes en matière **de traitement de signal**

- réducteur de bruit **ClearVoice™**,
- microphone directionnel adaptatif **UltraZoom**,
- traitements multi canaux pour une capture avancée des sons.

NAIDA CI Q70 peut se **connecter sans fil** à tous les appareils électroniques Bluetooth en utilisant l'accessoire de diffusion sans fil : **ComPilot**.

La technologie bimodale permet de diffuser le flux de médias simultanément vers le processeur de son NAIDA CI Q70 et une aide auditive Phonak compatible.

En une seule touche, la technologie **Binaural VoiceStream™ Technology** permet de régler le volume, de modifier le programme et de prendre les appels téléphoniques simultanément sur les deux processeurs.



Neptune™, l'unique processeur de son totalement étanche (IP 68) sans accessoire



Élégant, inspiré par les lecteurs MP3 ultra portables, **NEPTUNE** est le processeur de choix pour les **implantations pédiatriques**.

Simple, robuste, rien sur l'oreille, il offre une prise de son originale grâce à son microphone d'antenne qui élimine les bruits de frottement des vêtements.

Étanche, il s'adapte à tous les styles de vie, à la baignade, et à toutes les activités sportives que vous n'imaginiez pas pouvoir faire avec un implant cochléaire !

- Appareil électronique correcteur de surdité

- Processeur pour implant cochléaire

- Certifié CE / Prise en charge LPPR   100%

- Classe DM : III / Organisme certificateur : 0123

- Advanced Bionics AG, SUISSE

- Naida : réf. 303-M172 / Neptune : Réf. 303-M131

Les utilisateurs de ce processeur de son, sont pri s de lire attentivement le mode d'emploi ou de se rapprocher des professionnels de leur centre d'implantation cochléaire

Date d'élaboration : 01/15

  2015 Advanced Bionics et ses filiales. Tous droits réservés



Métier et Technique

Appareillage pédiatrique : choix prothétique et réglages

Francois DEJEAN

Audioprothésiste

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

francois.dejean@
amplifon.com



Cathy Anne GUYON

Audioprothésiste

Master d'audiologie et
troubles du langage

cathy.guyon@amplifon.
com



Faisant suite à une première partie (Cahiers de l'Audition n°5 2014) destinée à définir le cadre de la prise en charge, cette deuxième partie traitera des particularités du choix prothétique dans le cas d'une surdité neurosensorielle chez l'enfant.

Introduction

Si l'appareillage auditif vise à restaurer l'audibilité de la parole, le niveau d'amplification doit être fixé avec une grande précision de manière à ce que les capacités résiduelles du système auditif soient exploitées de façon optimale. L'efficacité et la qualité de l'intervention sont déterminantes pour l'avenir de l'enfant.

Ainsi l'objectif de l'appareillage pédiatrique précoce défini par Seewald, Stelmachowicz et Ross en 1987 est très explicite : « Garantir que le signal vocal amplifié aux nourrissons et aux enfants soit audible, confortable et sans distorsion dans la plus large bande passante possible ».

En préambule au choix prothétique, un certain nombre de différences essentielles entre l'adulte et l'enfant seront à prendre en compte :

1. Pour intégrer et mémoriser un stimulus sonore, un enfant doit le percevoir dans sa totalité, alors que l'adulte devenu sourd doit reconnaître des stimuli déjà acquis.
2. Un enfant entendant a besoin d'un niveau sonore supérieur à celui d'un adulte pour atteindre le même score d'intelligibilité. Nilsson en 1996 a mesuré une différence du seuil de compréhension de phrases de 2,4 dB entre un groupe d'enfants de 6 ans et un groupe de jeunes adultes. D'autres études ont corroboré ce constat.
3. L'enfant appareillé doit bénéficier du contrôle optimal de ses propres productions vocales.
4. La morphologie et la petite taille du conduit auditif externe d'un enfant ont un effet sur la pression

acoustique mesurée au niveau du tympan avec prothèse. L'oreille n'atteindra sa taille adulte qu'à l'âge de 7 - 8 ans.

5. L'enfant appareillé sera exposé à des environnements sonores très variés (salle de classe, cour de récréation, activités diverses).
6. L'enfant ne fait pas de commentaires sur la qualité de l'amplification.
7. L'enfant déficient auditif est aussi un enfant. L'appareillage auditif ne doit pas limiter ses activités : jeux, sports, etc.

Un trait commun mérite cependant d'être rappelé : les troubles perceptifs inhérents à l'origine neurosensorielle de la perte d'audition. En effet le recrutement, la perte de sélectivité fréquentielle et temporelle sont les composantes de la distorsion cochléaire. Bien qu'agissant sur un terrain cortical neuf, l'information utile en ambiance bruyante est mise à mal par les troubles périphériques.

L'ensemble de ces observations souligne l'importance d'une prise en charge prothétique pédiatrique spécifique pour l'enfant et la nécessité d'un protocole rigoureux de calcul d'amplification.

Recommandations pour le choix de l'appareillage

Appareillage binaural ou monaural

En première intention, l'appareillage binaural est systématiquement retenu et permettra de compenser la perte auditive sur chaque oreille, proposant ainsi à l'enfant les nombreux avantages de la binauralité.

Un appareillage monaural sera adopté dans les cas suivants :

- Dissymétrie importante du niveau de perte auditive entre les deux oreilles avec absence de gain prothétique sur l'oreille la plus faible.
- Déficience auditive unilatérale

Le choix de la forme

Parmi les 4 configurations de prothèses auditives existantes (le contour d'oreille, l'open, l'écouteur déporté et l'intra auriculaire), plusieurs arguments sont en faveur du choix contour d'oreille en pratique pédiatrique :

- La réserve de puissance,
- La fiabilité,
- La possibilité de connexion à un dispositif F.M.,
- L'entretien quotidien accessible aux parents,
- La possibilité de renouveler les embouts auriculaires au cours du développement de l'enfant,
- Le design permettant de positionner la prothèse sur le pavillon sans gêner l'enfant dans ses mouvements grâce aux différents coudes,
- Le remplacement immédiat possible en cas de panne.

Chez le tout petit, on veillera à choisir une prothèse sur laquelle le tiroir pile puisse être sécurisé. Chez les plus grands, les fonctions de changement de programme pourront être activées notamment si un système FM ou un dispositif de connectivité est utilisé. Dans tous les cas le contrôle de volume sera bloqué de manière à maintenir un niveau d'audibilité constant.

Il est à noter que les modèles open ou écouteur déporté peuvent être considérés comme des contours d'oreilles « spécifiques » à retenir dans des cas particuliers :

- L'open si une ventilation importante est nécessaire dans un cas de surdité légère
- L'écouteur déporté pour son avantage esthétique chez l'adolescent.

Les exigences électroacoustiques

Un certain nombre de paramètres doivent être pris en compte dans le cadre pédiatrique.



Réserve d'amplification

Pour des raisons évidentes, celle-ci doit être suffisante pour éviter d'utiliser la prothèse à son niveau maximum. Une réserve supplémentaire pourra en outre faire face à une possible évolutivité de la perte auditive. Il est important de se rapprocher du médecin ORL prescripteur dès le premier rendez-vous afin de recueillir les informations concernant l'étiologie de surdité. Celle-ci n'est pas toujours identifiée à l'annonce du diagnostic et peut nécessiter des examens radiologiques, sanguins, ou neurologiques supplémentaires. Certaines surdités sont susceptibles d'évoluer (exemple: infection CMV, syndrome Mondini....etc).

Un système d'amplification avec compression de dynamique

Il est nécessaire de choisir une prothèse disposant d'un accès ouvert aux seuils d'enclenchement et taux de compression. En effet les gains vont être calculés grâce aux formules prescriptives pédiatriques et seront déterminés pour pouvoir optimiser la correction de la perception de la voix faible, moyenne et forte tout en maîtrisant les niveaux de sortie en dessous d'un niveau de sortie maximum qui pourrait être dommageable pour l'audition résiduelle de l'enfant.

Nombre de canaux de gain:

Il est indispensable de pouvoir disposer du maximum de canaux possibles pour pouvoir s'adapter le plus précisément aux différentes configurations audiométriques.

Galster et al en 2011 suggèrent qu'un minimum de 7 canaux soient nécessaires pour pouvoir ajuster une courbe de réponse en fréquence en fonction des objectifs prescrits pour la plupart des configurations de perte auditive.

De nombreux algorithmes actuels sont liés au nombre de canaux tels que les gestionnaires de larsen, les microphones directionnels, le traitement de réduction de bruit.

Woods et ses collègues (2006) ont complété une analyse rétrospective qui a évalué le nombre de canaux nécessaires pour maximiser l'intelligibilité de la parole pour 957 audiogrammes. Leurs résultats suggèrent que le nombre idéal de bandes va changer avec la configuration audiométrique, mais une aide auditive avec neuf canaux devrait pouvoir s'adapter à la majorité des audiogrammes.

Nombre de canaux de compression

Certaines études tendent à montrer que les scores de reconnaissance de la parole augmentent avec le nombre de canaux de compression, notamment en améliorant l'audibilité des sons de parole à haute fréquence comme les consonnes (Braid, Durlach, DeGennaro, Peterson, & Bustamente, 1982). En revanche, certains éléments informatifs essentiels tels que les formants et les relations entre les spectres des voyelles peuvent être réduites (Franck et al., 1999). Il apparaît que huit canaux de compression permettra d'optimiser l'audibilité des sons à haute fréquence et peuvent également fournir certains avantages pour la compréhension de la parole dans divers milieux de bruit (Yund & Buckles, 1995; Moore, et al, 1999). Les inconvénients liés aux grand nombre de canaux augmentent avec le taux de compression utilisé (Galster, 2011).

Kates (2010) a utilisé la modélisation informatique pour prédire l'effet des différents paramètres de compression sur la qualité et l'intelligibilité de la parole. Il a observé que l'augmentation du nombre de canaux de 3 à 18 a considérablement amélioré l'audibilité de la parole pour une perte auditive en pente raide.

Dans le cas de la perte d'audition plate ou légèrement en pente, aucun avantage de l'augmentation du nombre de canaux de 3 à 18 n'a pas été observé.

La limitation de niveau de sortie

Limiter le niveau de sortie maximum permet de limiter l'inconfort mais aussi à s'assurer de ne pas administrer des niveaux de sortie qui seraient nuisibles pour l'audition résiduelle. Les systèmes de compression de niveau de sortie multicanaux fournissent une meilleure qualité sonore sans distorsion et seront donc préférés aux systèmes d'écraissage dans la mesure du possible car pour le réglage d'appareillage destinés aux surdités profondes de groupe 2 il est parfois le seul système nous permettant d'atteindre la dynamique nécessaire tout en gardant un système de protection actif (Hawkins, D.B. & Naidoo, S.V. (1993).

Une bande passante la plus étendue possible dans les fréquences aigües

Une bande passante étendue jusqu'à 9000Hz permettra d'améliorer l'audibilité des phonèmes aigus tels que le /s/ ou le /f/. Chez l'adulte, Amos et al en 2007 ont observé des améliorations dans les scores de reconnaissance de la parole lorsque la bande passante était élargie. Chez l'enfant, Stelmacowicz et al en 2010 ont observé chez des normoentendants et malentendants que la réduction de la bande passante avait des effets négatifs sur la perception des consonnes dictées par des voix féminines. Ainsi, lors du choix de l'appareillage on s'orientera le plus possible vers l'appareil disposant de la bande passante la plus large disponible en tentant en priorité de compenser la perte auditive sur les fréquences aigües grâce à l'amplification avant de prendre la décision d'activer un algorithme de décalage fréquentiel.



L'expansion

Chez l'adulte, il a été constaté que l'expansion améliorait le confort en réduisant l'audibilité des sons environnementaux de très faibles intensités mais diminuait aussi l'audibilité de la parole faible si ce seuil d'expansion était trop élevé (Plyler et Ass 2005). Il se peut également qu'un seuil d'expansion élevé dégrade des traits temporels et perturbe des relations d'intensités entre les consonnes et voyelles qui fournissent d'importants indices pour la reconnaissance des consonnes (Walker et ass, 1984 ; Hedrick et Younger, 2007). Lorsque l'audition résiduelle est bonne, le bruit de fond du circuit de l'appareil pourra être perceptible. Chez l'enfant l'expansion présente un risque de perte d'audibilité de la parole faible. Elle doit donc pouvoir être contrôlée et utilisée avec prudence notamment avec seuils d'enclenchement très bas sur les hautes fréquences qui présentent une moindre énergie.

Le protocole de réglage

La méthode d'appareillage

Cette étape va permettre de définir les gains nécessaires à la réhabilitation. Pour cela une méthodologie de prescription de gain doit être utilisée et la question du choix mérite d'être abordée. Nous vous présentons ici la méthode DSL dans sa forme la plus précise qui exclut le pré-réglage fabricant. Cette méthode a été construite pour répondre spécifiquement aux besoins auditifs des enfants, et s'inscrit dans un protocole pédiatrique précoce précis. Les concepteurs (Seewald, Ross et Spiro, 1985; Ross et Seewald, 1988) ne se sont pas contentés de calculer des gains cibles mais ont défini un processus d'adaptation très complet comprenant les mesures adaptées, l'utilisation du SPLogram et la vérification des performances. Dans les années 1980, les premiers calculs de niveaux de sortie de la méthode DSL s'appuyaient d'une part sur des données de sensation d'un stimulus vocal en fonction des seuils auditifs, mais aussi sur des données de performances de reconnaissance vocale maximale chez les enfants atteints de perte auditive neurosensorielle.

Par des évaluations régulières, les calculs de gains cibles ont été révisés à plusieurs reprises donnant naissance aux versions 2, 3 et 4. La version actuelle est la version DSL V 5.0 appelée aussi DSL m i/o pour « multistage input/output ». Elle propose donc plusieurs étapes de compression, visibles sur la courbe de transfert (courbe trait fin, Figure 1) et est compatible avec les prothèses actuelles multicanaux.

Cette version a subi des modifications essentiellement pour les spectres des niveaux d'entrée et la création d'une cible pour signaux composites basés sur les niveaux d'inconfort (cibles BOLT).

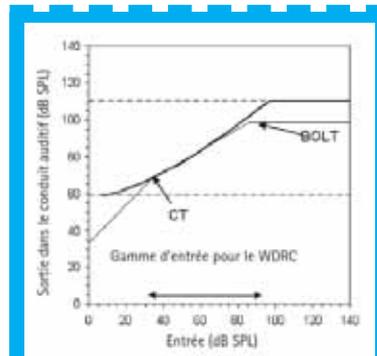


Figure 1 : Comparaison des fonctions entrée/sortie cibles de DSL[i/o] et DSL m[i/o], représentées respectivement par les lignes en trait gras et en trait fin. Les lignes pointillées représentent le seuil de détection et la limite supérieure de confort. La dynamique d'entrée de la WDRC est également indiquée. BOLT = Broadband Output Limiting Threshold = limitation de sortie large bande; CT = Compression Threshold = seuil de compression; WDRC = Wide-Dynamic-Range Compression = compression de toute la gamme dynamique (d'après Scollie et al., 2005).

Il existe une véritable veille assurée par les concepteurs des deux méthodes NAL et DSL, qui confronte leurs performances en pratique pédiatrique. Dans l'étude de Ching et Scollie en 2010, qui comparait la version DSL4.1 à la méthode NALNL1, les enfants atteints de surdité sévère obtenaient de meilleurs résultats avec DSL alors que les sujets présentant un déficit moins important étaient plus performants avec la méthode NAL. Aujourd'hui les prescriptions DSL 5 et NAL NL2 semblent présenter moins de différence.

La mesure des seuils auditifs

Pour définir précisément le niveau d'amplification requis, l'audioprothésiste doit déterminer les seuils auditifs oreille par oreille en conduction aérienne dès que

possible en ayant recours aux stratégies d'audiométrie comportementale. Pour cela on privilégiera l'utilisation des écouteurs externes Ear TONE (EAR3A ou EAR 5A), permettant de réaliser ces mesures dès le plus jeune âge (figure 3).

Ces écouteurs ou « inserts » ont de nombreux avantages :

- Ils sont moins lourds donc mieux acceptés que le casque
- Le casque TDH 39 a été calibré sur un coupleur 6cc selon la norme ISO-389-2 qui simule donc le volume de la conque, et du conduit auditif externe d'un adulte alors que l'insert est calibré sur un coupleur 2cc simulant uniquement la cavité résiduelle lors du port d'un insert en mousse
- L'enfant est libre de ses mouvements facilitant ainsi la pratique de l'audiométrie comportementale (Figure 2)

Le calibrage des inserts relève les niveaux atteints en dBHL au niveau de la membrane du microphone placé dans un coupleur 2cc. La norme ISO 389 définit des valeurs spécifiques d'étalonnage fréquence par fréquence pour les différents coupleurs d'étalonnage HA1 ou HA2. Ce sont les valeurs (valeurs RETSPL : Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level) qui permettent la conversion d'un niveau en dB HL à un niveau en dB SPL. (Delerce, 2011).

dB HL fréq. (insert dans le coupleur concerné EAR) + RETSPL fréq. = dB SPL coupleur 2cc

Pour réaliser cette audiométrie aux inserts, deux modes de couplage sont utilisables :

- L'insert en mousse qui assure une bonne étanchéité et permet dès le premier rendez-vous de réaliser une audiométrie avant la réalisation d'embouts auriculaires.
- L'embout de l'enfant qui tient compte de la cavité résiduelle réelle de l'enfant. Il est généralement mieux accepté que l'insert.

Il conviendra de refaire cette mesure à chaque renouvellement d'embout si cette solution est retenue. Il est important de s'assurer de la présence d'un éventuel RINNE audiométrique qui sera pris en considération dans le calcul de la prescription par le logiciel DSL5.

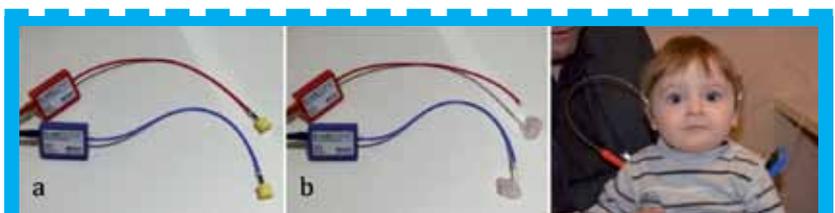


Figure 2: Ecouteurs externes Ear 3A sur inserts en mousse (a) ou sur embouts personnalisés (b)



La version actuelle tient compte également des conditions parfois difficiles d'obtention des réponses aux évaluations comportementales (enfant opposant ou présentant un trouble associé) et permet de calculer des cibles à partir de seuils obtenus aux ASSR et PEAs.

Après la mesure des seuils liminaires, il est utile de déterminer les seuils d'inconfort qui permettront de respecter la dynamique résiduelle de l'enfant. Cette mesure étant bien souvent impossible à réaliser durant les premières années, on utilisera les seuils d'inconfort établis par Pascoe en 1988 et implémentés dans le logiciel.

La prise en compte du volume résiduel de l'oreille réelle

Intérêt

Le volume du conduit auditif externe, très faible chez le nouveau né, augmente jusqu'à l'âge de 7 ou 8 ans. Le volume résiduel entre l'extrémité de l'embout auriculaire et le tympan est donc dépendant de l'âge de l'enfant et de la profondeur d'insertion de l'embout. Les niveaux sonores seront d'autant plus élevés que la cavité résiduelle sera petite.

Il est donc indispensable de connaître le niveau de pression acoustique qui sera délivré par l'aide auditive au fond du conduit de l'enfant.

Définition

Le RECD (Real Ear To Coupleur Difference) représente la différence entre le niveau de pression acoustique de la cavité résiduelle et celui du coupleur d'étalonnage de 2cc.

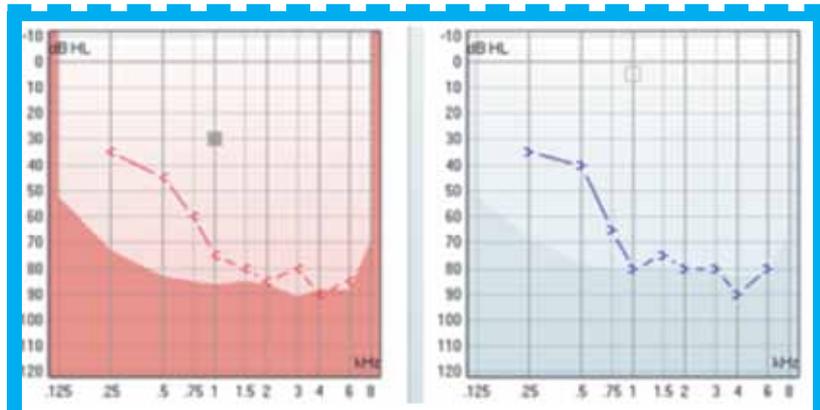


Figure 3 : Exemple d'audiométrie tonale réalisée aux EAR 3 A sur une chaîne de mesure Affinity

Il permettra ainsi de prédire les performances réelles de l'aide auditive dans l'oreille de l'enfant à partir des résultats obtenus à la chaîne de mesure dans le coupleur 2cc.

Mesure

La réalisation de la mesure du RECD utilise le matériel « in vivo » et se décompose en deux étapes :

1. La mesure de la réponse d'un signal balayant l'ensemble des fréquences envoyé par un transducteur dans le coupleur 2cc « HA1 ou HA2 » (figure 4a).
2. La mesure de la réponse du même signal envoyé dans le tube acoustique de l'embout ou de la mousse placé sur l'oreille de l'enfant. Le niveau est relevé dans la cavité résiduelle par une sonde in vivo (figure 4b).

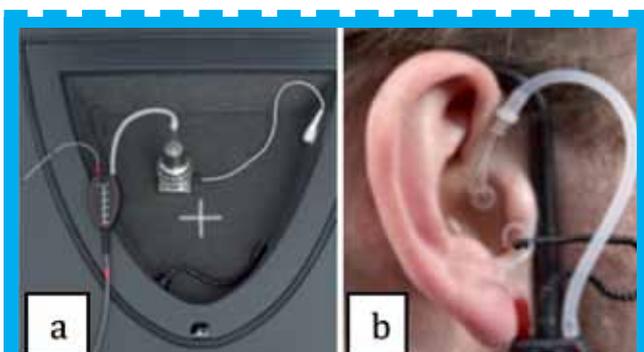
La différence entre le niveau de pression acoustique mesuré dans le coupleur et celui mesuré dans le conduit auditif est le RECD.

Le RECD diffère selon l'âge (des oreilles plus petites génèrent des valeurs de RECD plus grandes). Le RECD est mesurable dans la plupart des cas, et peut être utilisé de façon routinière. Si celui-ci n'est pas réalisable, les valeurs de RECD prédites adaptées à leur âge ou RECD mesurées précédemment pour cet enfant peuvent être utilisées.

Une pratique courante (figure 5) consiste à mesurer le RECD pour au moins une oreille, et à l'appliquer à chaque mise en place de nouveaux embouts. L'étude de K Munro et L. Buttfeld (2005) compare les RECD entre les deux oreilles et démontre que la différence de RECD n'excède pas 3 dB, ainsi un RECD d'une oreille peut être un bon prédicteur de la RECD de l'autre oreille. Dans moins de 30% des cas le RECD peut être pénalisé par du cérumen excessif ou le non-respect de l'insertion de la sonde.

Recommandations

Le RECD est spécifique du transducteur utilisé pour l'audiométrie (X. Delerce 2011,



Figures 4a et 4b : Les 2 étapes de la mesure du RECD

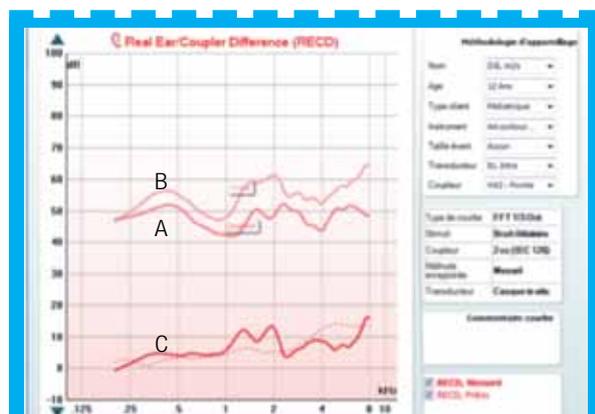


Figure 5 : Visualisation des mesures du RECD : réponse dans le coupleur 2cc (courbe A), réponse dans la cavité résiduelle (courbe B), RECD mesuré (courbe C)



K Munro 2005). Quel que soit le matériel choisi (RECD HA1 «mousse», RECD HA1 «embout», etc) la mesure du RECD devra toujours être faite avec le même transducteur et le même couplage que ceux utilisés lors de la mesure des seuils, qui permet une conversion dBHL/DBSPL au tympan plus robuste. Cet avantage est proposé sur certaines chaînes de mesure. Le calcul des cibles en sera également amélioré.

Le RECD diffère également en fonction du couplage à l'oreille utilisé pour la mesure : embout en mousse jetable ou embout personnel. Les mesures de l'audiométrie et du RECD seront donc réalisées avec le même couplage. Certaines études montrent que pour ce protocole, le couplage endoauriculaire réalisé avec un embout en mousse serait plus fiable, plus reproductible (Château M., 2014). Toutefois l'utilisation de l'embout de l'enfant permet une mesure personnalisée.

Que faire en cas de drains transtympaniques ?

La présence de drains transtympaniques et les problèmes d'oreille moyenne engendreront des valeurs de RECD négatives de 5 à 10 dB dans les fréquences 250 et 500 Hz car il est influencé par la taille de la cavité résiduelle. De même les seuils attendus aux EAR 3A seront supérieurs et ainsi le gain prescrit compensera ces fuites dans les fréquences graves. Ainsi, il sera important de remesurer le RECD chaque fois que l'état otologique de l'oreille change (Bagatto, 2008).

Le RECD sera pris en compte différemment en fonction du coupleur 2cc (HA1 ou HA2) qui sera utilisé dans l'étape suivante à la chaîne de mesure.

Le couplage de la prothèse sur la chaîne de mesure

Les deux mesures (seuils et RECD) vont alors permettre de préparer le réglage de la prothèse au coupleur 2cc dans la chaîne de mesure, tout en visualisant les niveaux de pression acoustique qui seront délivrés dans l'oreille de l'enfant.

Grâce à la formule de calcul implémentée, la chaîne de mesure prend en compte la valeur du RECD afin de déduire les niveaux SPL (seuils et cibles) au tympan :

Pour les seuils : $\text{dB HL fr.} + \text{RETSPL fr.} + \text{RECD fr.} = \text{dB SPL au tympan.}$

L'audioprothésiste doit alors choisir le coupleur à utiliser sur la chaîne de mesure :

Le coupleur HA2, connu et pratique à utiliser, assure une mesure stable sans risque de fuite acoustique mais reproduit une longueur de tube fixe (figure 6).

Le coupleur HA1 propose une mesure plus « réaliste » prenant en compte le diamètre et la longueur du tube acoustique de l'embout de l'enfant (figure 7).

Cependant le couplage de l'embout sur le coupleur « intra » avec la pâte adhésive doit être réalisé avec beaucoup de soin pour éviter toute fuite acoustique.

La matière souple souvent utilisée pour les embouts pédiatriques demande un soin particulier pour cette fixation.

Discussion sur le problème de l'évent

Si l'adaptation nécessite un évent, il semble logique de le prendre en compte une seule fois lors du protocole.

- Soit lors de la mesure des seuils aux EAR3A réalisée avec embout et évent ouvert. Le niveau en dB SPL nécessaire pour obtenir une réponse comportementale sera alors plus élevé sur les basses fréquences.



Figure 6 : Mesure des niveaux de pression acoustique au coupleur HA 2



Figure 7 : Mesure des niveaux de pression acoustique au coupleur HA1

Ces seuils serviront de base au calcul de l'amplification.

- Soit lors du réglage de la prothèse à la chaîne de mesure réalisé au coupleur HA 1 avec embout et évent ouvert. L'effet de l'évent sur les niveaux de pression acoustique atteints pourra ainsi être visualisé. Dans ce cas l'évent aura été obturé préalablement pour la mesure des seuils.

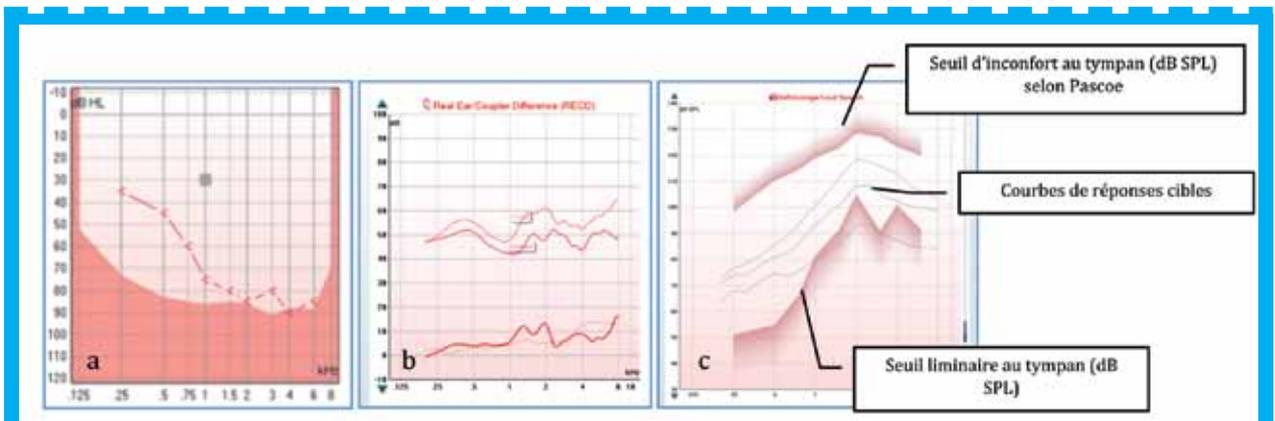


Figure Figures 8a, 8b, 8c : Seuils en dB HL (a), RECD (b), transfert sur SPL-o-gram (c).



Les cibles de niveaux de sortie

Grace à la formule de calcul DSL m I/O implémentée dans la chaîne de mesure, celle-ci proposera les niveaux de sortie cibles que devra atteindre la parole à différents niveaux d'émission.

L'utilisation de la conversion des dB HL en dB SPL va permettre d'utiliser un mode d'affichage appelé SPL-o-gram recommandé par Seewald et Coll dès 1992. Contrairement à un audiogramme classique, l'augmentation du niveau sonore est représentée par une variation du bas vers le haut sur le SPL-o-gram. Les seuils auditifs liminaires et supra liminaires d'inconfort sont ainsi représentés en dB SPL au tympan.

Le SPL-o-gram donne une idée plus réaliste car tous les paramètres sont en dB SPL (données audiométriques et électroacoustiques) et on y voit les interdépendances essentielles entre :

- les seuils liminaires
- les niveaux calculés de la parole amplifiée
- les caractéristiques de limitation in-vivo de la prothèse

Cette visualisation permet de vérifier si la prothèse peut transposer convenablement le spectre de la parole, dans la dynamique auditive résiduelle de l'enfant.

Actuellement le signal test (figures 8a, 8b, 8c) couramment retenu est l'ISTS (International Speech Test Signal).

Le choix de ce signal permet de pouvoir ajuster les paramètres électroacoustiques de l'aide auditive sans désactiver les algorithmes de traitement du bruit.

En fonction de la chaîne de mesure utilisée et si l'activation du microphone automatique est sélectionnée il faudra s'assurer de ces automatismes ne modifient pas la courbe polaire des microphones induisant ainsi une différence de gain non imputable aux caractéristiques électroacoustiques propres (exemple : sur la chaîne Affinity le haut parleur ne présente pas le signal en position frontale mais avec en position latérale avec un angle de 90°).

Ainsi, l'audioprothésiste devra donc modifier les réglages fins des aides auditives jusqu'à être aux plus proches des cibles prescrites. Le protocole DSL V5 proposera l'affichage des cibles de niveau de sortie pour des niveaux d'entrée de parole faible à 50dB, moyenne à 65dB, et forte à 80dB. (Figure 9)

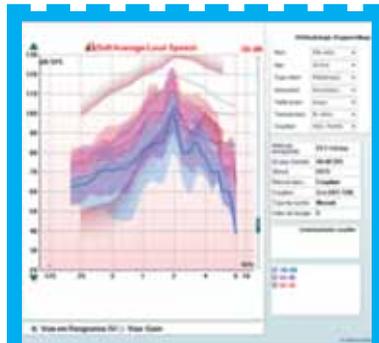


Figure 9 : Réglages fins des appareils avec spectre moyen à long terme et représentation des percentiles visualisés sur le SPL-o-gram. Le signal test ISTS est présenté à voix faible (50dB), moyenne (65dB) et forte (80dB).

La formule prescriptive DSLv5 implémentée dans Affinity propose deux types de cibles : calme et situations bruyantes, Crukley et Scollie en 2012 ont comparé les scores de perception entre ces deux prescriptions qui semblent apporter une amélioration dans le bruit.

Les choix de traitement

Le décalage fréquentiel

Auriommo et ses associés en 2009 ont montré que la transposition fréquentielle linéaire améliorerait l'identification des consonnes dans le calme pour les enfants présentant une perte auditive supérieure à 75dB HL sur le 2000Hz et supérieure à 80dB HL sur le 4000Hz. L'amélioration a également été vue dans la perception de la parole et des sons environnants, ainsi que dans l'articulation des phonèmes /s/ et /z/ pendant la lecture et la conversation. Bien que la disponibilité de l'information acoustique haute fréquence liée à l'activation de cette fonction soit la principale explication de ces améliorations, l'utilisation systématique de l'algorithme dans la vraie vie ne peut pas être sous-estimée.

Certaines études s'appuyant sur des PEAs corticaux suggèrent que chez certains enfants, la compression fréquentielle de l'aide auditive améliore l'audibilité des fréquences spécifiques, conduisant à une augmentation des taux de réponses corticales détectables (Glista 2012).

La décision d'enclencher ce type de traitement de signal devra donc être accompagnée d'une validation car il est admis que l'enclenchement de ce principe entraîne une forme de distorsion cette fois-ci délibérément choisie. Le choix de réglage de cette fonction devra donc être contrôlé en veillant à introduire le moins de distorsion possible tout en permettant une bonne amplification des fréquences aigües

ainsi il ne doit être enclenché que si les vérifications électroacoustiques révèlent que la correction de la parole dans ces fréquences ne peut pas être restaurée par des moyens classiques.

Anti Larsen

Il est souvent utile de l'activer pour répondre à la nécessité de réduire les effets de feed back. Ceci est d'autant plus fréquent chez le nourrisson allongé dans un couffin. Il sera nécessaire de choisir un algorithme anti larsen n'agissant pas en limitant le gain accessible, qui serait préjudiciable à l'audibilité des sons faibles de hautes fréquences. Dans tous les cas il est toujours utile de s'assurer au préalable d'une parfaite étanchéité des embouts auriculaires.

Les microphones directionnels

Le mode omnidirectionnel est recommandé en première intention. Il assure une audibilité optimale du monde sonore, nécessaire au stockage et à la mémorisation. En outre le tout petit doit pouvoir percevoir un signal de parole émis à différents azimuts. Il est également utile de connaître les courbes polaires des microphones qui permettent désormais de reproduire l'effet de résonance du pavillon optimisant la perception des fréquences inférieures à 750Hz.

Ce mode « oreille réelle » est une alternative intéressante car il permet à l'enfant de différencier les sons provenant de l'avant de ceux provenant de l'arrière.

Plus tard le mode directionnel présente des avantages dans certains environnements mais ce type de paramétrage peut réduire l'audibilité des locuteurs qui ne situent pas dans l'axe d'écoute de l'enfant.

Les études sur les modes directionnels automatiques actuels montrent l'efficacité de l'adaptation automatique du mode omnidirectionnel dans le calme au mode directionnel dans les situations bruyantes. L'amélioration du rapport signal sur bruit pour obtenir 50% au test de reconnaissance de mots monosyllabiques atteint 7,6dB lorsque le bruit est présenté à 180° (Kuk et ass. 2005). Si ce mode de fonctionnement est donc sélectionné il faut s'assurer que le mode directionnel se déclenche à un seuil de bruit plus élevé que celui que l'on choisirait pour un adulte de sorte à conserver le mode omnidirectionnel le plus fréquemment possible.



En 2007, Rickett a évalué l'intérêt de l'utilisation de microphones directionnels en classe pour les enfants malentendants et ces observations suggèrent en effet que l'intérêt de l'utilisation de ce mode se limite aux situations pendant lesquelles le locuteur est situé dans l'axe des yeux de l'enfant soulignant ainsi l'importance de la commutation appropriée de ces algorithmes lors de l'utilisation dans cette population pédiatrique.

Les débruiteurs

A nouveau l'utilisation des débruiteurs chez l'enfant est controversée. Chez l'adulte un grand nombre de travaux ont confirmé son intérêt sur le confort d'écoute notamment par une réduction des ressources attentionnelles nécessaires à une bonne compréhension dans le bruit. Cependant aucune étude n'a permis de mettre en évidence une amélioration des scores d'intelligibilité dans le bruit.

Il est donc nécessaire de connaître le principe de l'algorithme de réduction de bruit de la prothèse et d'avoir un accès à son enclenchement et à son niveau d'efficacité. L'efficacité du réducteur de bruit sera bien sûr liée au nombre de canaux mais aussi au réglage de la compression.

Pour respecter le maintien d'une audibilité stable, un réducteur utilisant la soustraction spectrale sera privilégié.

Pittman et al en 2011, ont observé que, pour les enfants atteints de perte auditive, l'utilisation du débruiteur ne réduit pas leurs compétences perceptives mais ne les améliore pas.

Stelmachowicz en 2010, suggère que le débruiteur utilisant le principe de la soustraction spectrale n'a pas un effet négatif sur la perception de syllabes dépourvues de sens, des mots ou des phrases chez les enfants de la tranche d'âge (5-10 ans) aux SNR 0, 5, et 10 dB.

Conclusion

La qualité de l'intervention est conditionnée par un choix initial de prothèse pertinent et un réglage optimal. Cette étape nécessite une bonne connaissance de l'atteinte auditive et des différentes innovations et algorithmes offerts par l'industrie.

Ensuite les contrôles d'efficacité prothétique permettront de valider le choix et d'intervenir si nécessaire. Un suivi très rigoureux sera mis en place de manière à surveiller la qualité et la stabilité de la correction auditive.

On gardera à l'esprit que la restauration du canal auditif par la prothèse est le maillon « technique » de la chaîne de soins nécessaires à la réhabilitation de la surdité chez l'enfant. La prise en charge prothétique s'inscrit dans un projet de collaboration avec les autres intervenants (médecin O.R.L., orthophoniste, psychologue, etc.) déterminant pour l'avenir de l'enfant.

Nous remercions particulièrement Xavier Delerce pour son aide précieuse.

Bibliographie

- Amos N.E., Humes L.E. (2007) Contribution of High Frequencies to Speech Recognition in Quiet and Noise in Listeners With Varying Degrees of High-Frequency Sensorineural Hearing Loss. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* - August 2007, Vol. 50, 819-834.
- Auriemma J., Kuk F., Lau C., Marshall S., Thiele N., Pikora M., Quick D., Stenger P. (2009) Effect of Linear Frequency Transposition on Speech Recognition and Production of School-Age Children. *J Am Acad Audiol*, 20:289-305.
- Bagatto M., Moodis, (2008) Myringotomy Tubes and RECD. *Audiology Online*. August 25.
- Braida, L.D., Durlach, N.I., DeGennaro, S.V., Peterson, P.M., & Bustamante, D.K. (1982). Review of recent research on multi-band amplitude compression for the hearing impaired. In Studebaker G.A., & Bess, F.H., (Eds.), *The Vanderbilt hearing aid report: Monographs in contemporary audiology* (pp. 123-140). Upper Darby: York Press.
- Chateau M. (2014) Comparaison de quatre configurations de mesure RECD, impact sur le SPL-o-gram et sur les valeurs cibles de la formule de pré-régulation DSLi/o. Mémoire de fin d'études du diplôme d'état d'audioprothèse.
- Ching T., Scollie S., Dillon H., Seewald R. (2010) A cross-over, double-blind comparison of the NAL-NL1 and the DSL v4.1 prescriptions for children with mild to moderately severe hearing loss. *International Journal of Audiology*, 49:S4-S15.
- Ching T., Scollie S., Dillon H., Seewald H., Britton L., Steinberg J., Gilliver M., King K. (2010) Evaluation of the NAL-NL1 and the DSL v4.1 prescriptions for children: Paired-comparison intelligibility judgments and functional performance ratings. *International Journal of Audiology* 2010; 49:S35-S48.
- Crukley, J., Scollie, S.D. (2012) Children's speech recognition and loudness perception with the desired sensation level v5 Quiet and Noise prescriptions. *American Journal of Audiology* .Volume 21, Issue 2, Pages 149-162
- Delerce X. (2011) Mesure in vivo et précision audiométrique au tympan. *Audio infos* n° 164 | Octobre 2011.
- Dillon, H. (2012), 'Hearing Aids' Seconde édition Thieme p 97-- 101
- Franck, Van Kreveld-Bos, Dreschler, W. (1999). Evaluation of spectral compression in hearing aids, combined with phonemic compression. *Journal of the Acoustical Society of America*, 106(3), 1452-1464.
- Galster J, Galster EA. (2011). The Value of Increasing the Number of Channels and Bands in a Hearing Aid. *Audiology Online*, June 13.
- Glista D., Scollie S., Bagatto M., Seewald R., Parsa V., Johnson A. (2009) Evaluation of nonlinear frequency compression: clinical outcomes. *International Journal of Audiology* 2009; 48:632-644.
- Hawkins DB, Naidoo SV (1993) Comparison of sound quality and clarity with asymmetrical peak clipping and output limiting compression. *J Am Acad Audiol*. 1993 Jul;4(4):221-8.
- Hedrick M.S., Younger M S (2007). Perceptual weighting of stop consonant cues by normal and impaired listeners in reverberation versus noise. *Journal of Speech, Language and Hearing Research* 50: 254-269.
- Kates J M (2010). Understanding compression: Modeling the effects of dynamic-range compression in hearing aids. *International Journal of Audiology*, 49, 395-409.
- Kuk, F., Keenan, D., Lau C.C. & Ludvigsen, C. (2005). Performance of a fully adaptive directional microphone to signals presented from various azimuths. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(6), 333-347.
- Munro K. et Butfield L. (2005) Comparaison of real-ear to coupler difference values in the right and left ear of adults using three earmold configurations. *Ear And Hearing* 26(3), p290-298.
- Munro K., Toal (2005) Measuring the Real-Ear to Coupler Difference Transfer Function With an Insert Earphone and a Hearing Instrument: Are They the Same?. *Ear and Hearing* - Vol. 26, n° 1.
- Nilsson M, Soli S, Sumida A. (1996) A definition of normal binaural sentence recognition in quiet and noise. *House Ear Institute*, February, p. 1-13.
- Pascoe DP. (1988) Clinical measurement of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. In Jensen JH (ed). *Hearing Aid Fitting*. Copenhagen: Storgaard Jensen, 129-154
- Pittman A. (2011). Children's Performance in Complex Listening Conditions: Effects of Hearing Loss and Digital Noise Reduction. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, Vol. 54, 1224-1239 American Speech-Language-Hearing Association.
- Plyler P, Hill A, Trine, T. D. (2005) The effects of expansion on the objective and subjective performance of hearing instrument users. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16, 101-113.
- Ricketts, T.A., Galster, J.A. & Tharpe, A.M. (2007) Directional benefit in simulated classroom environments. *American Journal of Audiology*, 16(2), 130-144.
- Scollie S., Seewald R., Cornelisse R., Moodie S., Bagatto M., Lurnagaray D., Beaulac S., Pumford J. (2005) The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm, *Trends in Amplification*, volume 9, number 4.
- Scollie S., Ching T., Seewald R., Dillon H., Britton L., Steinberg J., King K (2010) Children's speech perception and loudness ratings when fitted with hearing aids using the DSL v4.1 and the NAL-NL1 prescriptions. *International Journal of Audiology* 2010; 49:S26-S34.
- Seewald, Stelmachowicz, Ross (1987) Selecting and verifying hearing aid performance characteristics for young children *J Acad Rehab Audiol* 20:25-38.
- Seewald R., Ross M., and Spiro, M.K. (1985). Selecting amplification characteristics for young hearing-impaired children. *Ear and Hearing*, 6, 48-53.
- Seewald R., Ross M. (1988) Amplification for young hearing-impaired children. In M.Pollack (Ed.), *Amplification for the Hearing-Impaired* (3 ed., pp. 213-271).
- Stelmachowicz, Dawna, Sangsook Choi, Hoover (2007) The effect of stimulus bandwidth on auditory skills in normalhearing and hearing-impaired children. *Ear Hear*. August ; 28(4): 483-494.
- Stelmachowicz P., (2010) Effects of digital noise reduction on speech perception for children with hearing loss. *Ear Hear*. 2010 June ; 31(3): 345-355.
- Walker, G., Byrne, D., & Dillon, H. (1984). The effects of multichannel compression/expansion amplification on the intelligibility of nonsense syllables in noise. *Journal of the Acoustical Society of America* 76: 746-757.
- Woods WS, Van Tassel DJ, Rickert ME, Trine TD (2006). SII and fit-to-target analysis of compression system performance as a function of number of compression channels. *International Journal of Audiology*, 45, 630-644.
- Yund, Buckles (1995) Multichannel compression hearing aids: Effect of number of channels on speech discrimination in noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95(2), 1206-1223.
- Zelisko, Seewald, Gagné (1992) Signal Delivery/Real Ear Measurement System For Hearing Aid Selection and Fitting. *Ear and Hearing* - Vol. 13, n° 6.



Justesse inégalée, infinie précision, pour chaque environnement sonore.

Les aides auditives Phonak Audéo V, équipées du nouveau système d'exploitation AutoSense OS, reconnaissent précisément et s'adaptent automatiquement à encore plus de situations auditives qu'auparavant. Avec notre nouvelle puce Venture et un nouvel algorithme intelligent, AutoSense OS mélange avec justesse et assemble en temps réel des éléments de multiples programmes pour délivrer la plus homogène des expériences auditives*. Audéo V est juste l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

Ingénieux, tout simplement

www.phonakpro.fr/audeo-v

* www.phonakpro.fr/etudes

PHONAK
life is on



Veille acouphène

Le réglage des producteurs de bruit blanc.

Philippe LURQUIN

C.H.U. St Pierre
Bruxelles
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse
Chargé de cours
philippelurquin@
yahoo.fr



Paul VIUDEZ

C.H.U. PURPAN
Toulouse
Chargé de cours
AUDIAL
pviudez@audial31.fr



Dr Marie-Jo ESTEVE-FRAYSSE

C.H.U. PURPAN
Toulouse

Dr Marie-Paule THILL

C.H.U. St Pierre
Bruxelles

Introduction

Historiquement, l'utilisation d'un bruit pour traiter l'acouphène remonte à la fin des années 1970 et à la technique décrite par Jack Vernon. L'objectif assumé était clairement de masquer l'acouphène par un bruit à spectre large. Les défauts de cette méthode sont multiples et ont conduit les praticiens à un constat d'échec, d'où l'abandon progressif de cette méthodologie.

- 1) Le niveau du bruit peut masquer la parole, surtout en l'absence de réglage numérique par canal (masquage des graves sur les aigus).
- 2) La présence concomitante d'acouphène et d'hyperacousie est fréquente (Penin & Lurquin). Chez ces patients l'utilisation d'un bruit à une intensité susceptible de masquer l'acouphène peut entraîner un inconfort.
- 3) Le retrait de l'appareil (au moment du coucher le plus souvent) engendre après l'effet de l'inhibition résiduelle la réapparition de l'acouphène et l'inconfort qui en découle.

Lors des années 1990, la rencontre de P.Jastreboff et de J.Hazell a entraîné la définition de nouveaux « principes de bonnes conduite » lors d'une prise en charge d'un acouphénique. C'est alors Jacqui Sheldrake, collaboratrice (audioprothésiste) de Jonathan Hazell à Londres qui fit remarquer que les grands succès qu'elle obtenait étaient ceux des patients qui ne masquaient PAS leur acouphènes mais laissaient le producteur de bruit blanc à un niveau inférieur et remplaçaient l'acouphène par un bruit large bande... (P.Jastreboff, communication personnelle, mai 2014). Cette réflexion allait amener à un remue-méninge qui fut fondateur. La Tinnitus Retraining Therapy allait naître.

L'explication de cette efficacité qui ne remet pas en question la validité,

dans certains cas, du masquage total repose sur des principes cette fois non plus acoustiques mais neurophysiologiques, neuropsychologiques, voire psychologiques ou psychoacoustiques (Lurquin & al 2001).

Rôles neurophysiologiques du bruit blanc

Réactivation des relais sous-corticaux

Responsables de l'acouphène (noyaux cochléaire ventral et dorsal, colliculus inférieur) par une stimulation adaptée (supraliminaire mais pas inconfortable : l'objectif étant de tenir compte tant de l'hyperacousie que de la zone d'hyper-expansion cochléaires pour des intensités proches du seuil. (cfr les travaux de Buus & Florentine sur ce qu'ils nomment « softness imperception »).

Diminution à long terme de l'hyperacousie

L'objectif, ici, sera d'inhiber par la stimulation l'hyperactivité spontanée compensatoire de ces noyaux car celle-ci est à l'origine de l'hyperacousie, de la dysesthésie faciale rencontrée chez les patients somato-acouphéniques et de l'acouphène lorsque le code neural se trouve modifié par l'augmentation de la synchronie neurale (Lurquin & Cotton, Lurquin & Herve).

LA TRT est la seule méthode publiée montrant des résultats positifs dans la diminution de ces symptômes associés à l'acouphène (Gold 1999, Lurquin & al 2014).

NB : Ce mécanisme est traduit en anglais par « accommodation process ».

Utilisation de l'inhibition laterale

Ce mécanisme bien connu est utilisé par la cochlée afin d'inhiber les cellules voisines ou adjacentes à la cellule stimulée. Ce mécanisme a pour

effet de renforcer le contraste spectral. Dans un modèle périphérique et en l'absence de zones mortes l'inhibition de l'hyperactivité de la bande spectrale qui génère l'acouphène par l'utilisation des inter-neurones va pouvoir être réalisée si la stimulation est encodée autour de la fréquence de l'acouphène. (Pantev 2014).

Rôles neuropsychologiques du bruit blanc

La sortie du champ de conscience est le rôle essentiel, le plus évident à obtenir en TRT. Celle-ci est basée sur les mécanismes d'attention auditive. Les filtres sous-corticaux éliminent après triage les stimuli insignifiants. La sortie complète du champ de conscience n'est obtenue que pour les stimuli qui répondent à trois conditions :

- 1) Être neutre (émotionnellement)
- 2) Être continu
- 3) Être connu (donc reconnu automatiquement par le SNC et ne pas provoquer de mise en vigilance comme un stimulus neuf)

L'audioprothésiste veillera à fournir au patient via un créneau horaire consacré au Counselling (Lurquin & Real 2013) les explications relatives à l'utilité de ce bruit pour contrecarrer les effets secondaires de l'acouphène et modifier les cognitions du patient afin de permettre au nouveau son d'être vécu comme neutre. De cette manière le remplacement de l'acouphène (son irritant, exaspérant, insupportable) par un bruit neutre permettra la récupération des facultés attentionnelles (Lurquin & Honoré 2014) NB : ce mécanisme est traduit en anglais par « habituation process » appellation recouvrant une réalité médicale et neurologique

Masquage ou point de mélange : le choix des patients



Rôles psychoacoustiques du bruit blanc

La diminution du contraste due à l'émergence de l'acouphène se réalise par l'augmentation du bruit de fond. Lorsque l'acouphène même audible se trouve noyé par un bruit de fond sa perception est moindre donc les capacités de focalisation sont amoindries et s'agissant d'un stimulus négatif, la diminution de la mise en état d'alerte du SNC central diminue d'autant.

La relaxation qu'éprouve un sujet lors de la perception d'un stimulus à une même intensité varie selon qu'il s'agit d'un son pur (très réactogène et irritant) ou d'un bruit à bande large. Cet élément bien connu des relaxothérapeutes fut démontré encore récemment dans une étude comparant la production de cortisol (hormone de stress) en réponse à un élément stressant et en présence de musique ou de bruit blanc (Thoma & coll 2013)

Distracteur : l'attention focalisée figée sur l'acouphène entraîne de nombreux désagrément comme la perte de l'aptitude au travail ou à se concentrer sur une autre tâche. La diffusion d'un autre bruit permettra chez certains patients dans un premier temps un décrochage. Notons ici l'intérêt d'un bruit fluctuant tel que proposé dans certaines gammes

Réhabilitation

La réactivation en douceur de zones fréquentielles non stimulées, la remise en fonction de neurones « dormeur », la réaffectation corticale et la réorganisation des cartes tonotopiques sont autant d'éléments qui nécessitent une plasticité cérébrale. Celle-ci est régulièrement déficiente chez les sujets âgés. Afin d'éviter le « traumatisme » lié à une amplification trop élevée, trop directe ou surestimée, la diffusion pendant

plusieurs semaines d'un bruit blanc à la fois légèrement supraliminaire, réglable par le patient, en continu permettra une réactivation plus progressive et une réhabilitation certes lente (en fonction de l'âge du patient de sa plasticité cérébrale... résiduelle) mais confortable et tolérable. Le bruit blanc permet donc un élargissement de la dynamique auditive et une amélioration de la tolérance, bien sûr il n'offre aucun intérêt sur le plan du décodage fréquentiel.

On le voit le bruit blanc ne sert plus seulement à masquer mais aussi à modifier en profondeur le fonctionnement du SNC auditif en agissant sur les différents niveaux décrits plus haut.

Polémique

Un certain nombre de publications tendent à démontrer que le réglage du bruit blanc peut se faire soit 1) au point de mélange (Jastreboff & Hazell 1993), 2) à un niveau supérieur au point de masquage (Vernon & Schleuning 1978), 3) à un niveau supérieur au point de mélange d'abord puis ensuite au point de mélange comme dans la T.S.S. (Lopez & Gonzalez 2002).

Une étude avant la nôtre a entrepris de comparer les mérites respectifs de ces approches (Tyler & al 2012). Cette étude réalisée sur 63 cas dont 15 ont abandonné l'étude en cours utilisait uniquement des producteurs de bruit blanc analogiques dépourvu à la fois de datalogging ou de programmes et possédant une roulette.

L'analyse porte sur la comparaison entre le groupe de sujets utilisant le point de mélange ou le groupe utilisant le masquage complet. Un counselling était proposé pour chaque groupe et les améliorations furent mesurées au travers du questionnaire THQ. Au total sur les 48 sujets qui complétèrent l'étude 29 % n'ont eu aucun bénéfice et si on souhaite éviter l'effet placebo et éliminer les sujets qui n'ont pas une amélioration d'au-moins 20 % seuls 27.1% des sujets testés ont eu une diminution significative de leur acouphène. Les auteurs concluent par l'absence de différence significative entre les groupes et « le masquage complet et le point de mélange sont aussi efficaces... inefficaces face à de tels résultats n'aurait-il pas été plus correct ?

Etude originale

L'enrichissement sonore est l'un des piliers fondamentaux de la thérapie sonore pour acouphénique (TRT). Ceci peut être obtenu par l'utilisation de l'amplification ou d'un bruit blanc mis au point de mélange (intensité du bruit est similaire au niveau des acouphènes) ou encore au point de masquage (le bruit est réglé à une intensité suffisante pour rendre impossible la perception de l'acouphène).

Les aides auditives modernes permettant de mesurer précisément l'utilisation et la préférence du patient grâce à l'enregistrement des données (datalogging) et de fournir

Rôle du Bruit Blanc	Neurophysiologique	Neuropsychologique	Psychoacoustique	Réhabilitation
	Réactivation des relais sous-corticaux	Sortie du champ de conscience	Diminution du contraste	Progressivité et contrôle de la réactivation
	Diminution de l'hyperacousie		Relaxation	
	Utilisation de l'inhibition latérale		Distraktion	

Tableau 1 : Rôles du bruit blanc dans la thérapie acoustique de l'acouphène



> VEILLE ACOUPHÈNES

des programmes différents à différents réglages en fonction des trois concepts mentionnés ci-dessus. Afin de savoir lequel de ces concepts est le préféré de nos patients nous avons réalisé différents programmes et ensuite après une période de trois mois nous avons réalisé un contrôle de données enregistrées dans l'appareil.

Matériel et méthodes

L'étude a lieu sur deux sites (Bruxelles et Toulouse). 85 données datalogging ont été recueillies et analysées en fonction de la catégorie utilisé en TRT.

Catégorie I : acouphènes seuls (n = 15)

Dans cette catégorie les patients ont reçu trois programmes, l'un placé au point de mélange, un second au point de mélange plus 3 à 5 dB et un troisième au seuil de masquage total. L'ordre des programmes était randomisé. Les appareils utilisés étaient des producteurs de bruit blanc (Hansaton wave).

Catégorie II : acouphènes et surdité (n = 50)

Dans cette catégorie une amplification combinée était utilisée. Le réglage des bruits blancs respectait la même logique que pour la catégorie I. Un quatrième programme proposait une amplification seule sans bruit blanc associé ou un bruit blanc isolé réglé au point de mélange. Le choix du quatrième programme était fonction des plaintes et des priorités. L'ordre des programmes était randomisé.

Catégorie III : hyperacousie avec ou sans acouphènes (n = 20)

La même logique que pour la catégorie I fut appliquée et le réglage fut établi à partir du niveau de l'acouphène chez 18 patients sur 20. Chez deux patients présentant une hyperacousie sans acouphène le seuil d'audibilité fut utilisé pour proposer des niveaux équivalents.

Chaque patient a donc reçu trois ou quatre programmes en fonction de la catégorie, et une séance de conseil d'une heure dans laquelle les objectifs et la justification de chacune des trois méthodes « d'enrichissement sonore » fut explicitée. Chaque patient a en outre bénéficié des séances de counselling traditionnel.

L'audiogramme moyen des sujets est présenté ci-contre.

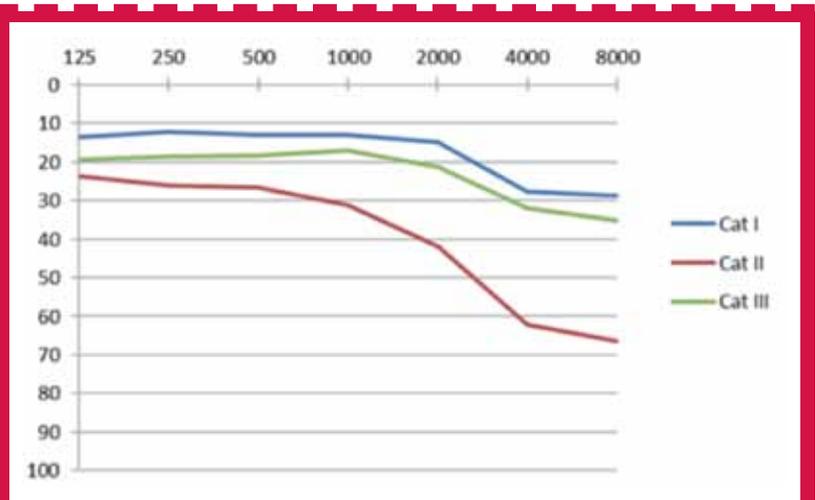


Figure 1 : Audiogramme moyen des trois groupes testés. On remarquera la micro-lésion et l'absence de seuil auditif parfaitement conservés chez nombre de patient acouphéniques ou hyperacousiques.

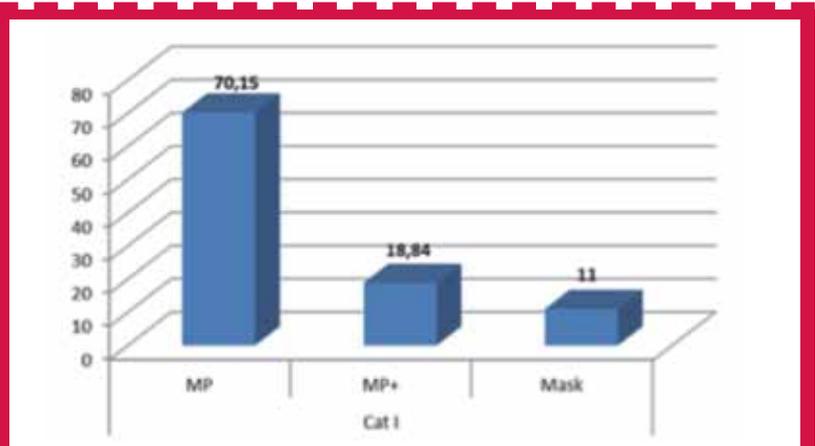


FIGURE 2a : Pourcentage moyen d'utilisation chez les patients cat I
MP : point de mélange bons jours, MP + : point de mélange augmenté, mask = masquage complet.

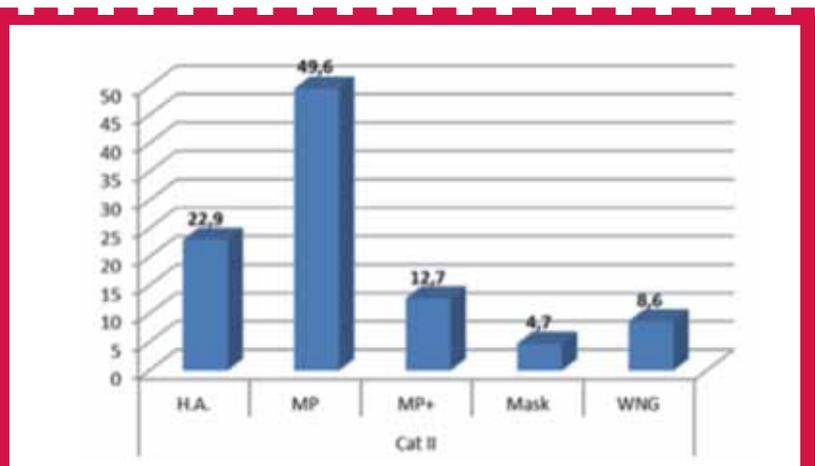


FIGURE 2b : Pourcentage moyen d'utilisation chez les patients catégorie II
MP : point de mélange bons jours, MP + : point de mélange augmenté, H.A. : amplification seule mask = masquage complet, WNG : producteur de bruit blanc seul.

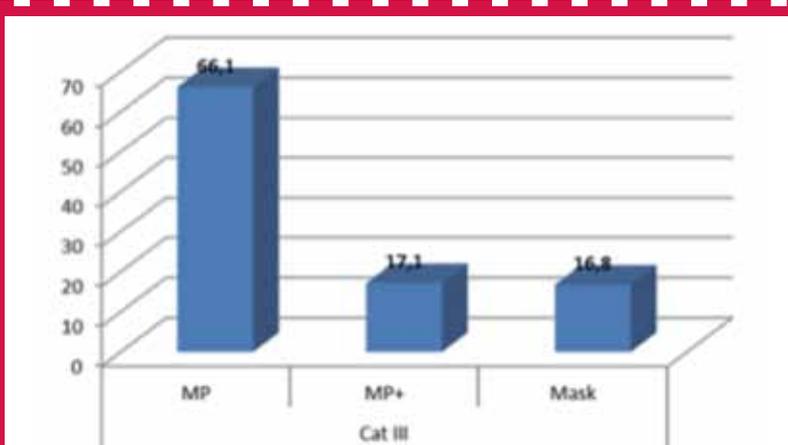


FIGURE 2c : Pourcentage moyen d'utilisation chez les patients catégorie III
 MP : point de mélange bons jours, MP + : point de mélange augmenté, mask = masquage complet.
 L'efficacité a été mesurée par le questionnaire THI. Des améliorations ont été obtenus dans chaque sous-catégorie.

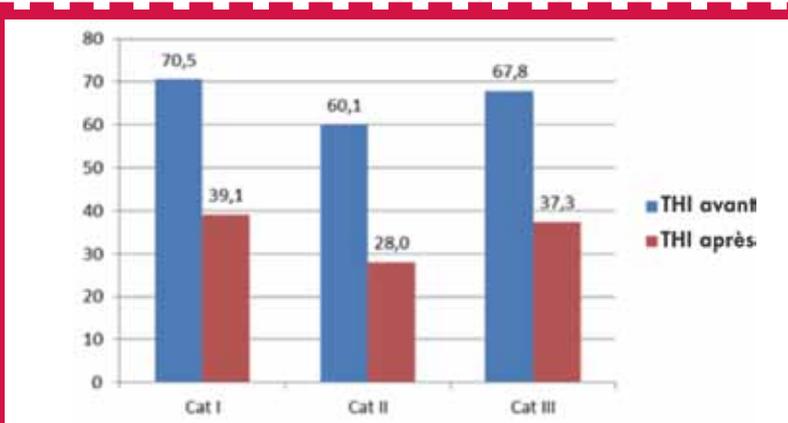


Figure 3 : Amélioration du THI en trois mois dans chaque catégorie.

Résultats

Les résultats montrent que, dans chaque catégorie, le mélange réglage du point était le plus utilisé. Particulièrement très peu de sujets testés préféraient l'amplification seule (n = 5/50). Le choix des patients était basé essentiellement sur le confort.

Les différences statistiques significatives ont été obtenues qui démontrent que le choix des patients confirme :

- 1) La déclaration de base de Jastreboff et Hazell quant à l'efficacité du point de mélange pour le réglage des producteurs de bruit blanc.
- 2) Le peu de goût d'une majorité de patient (41/50) pour l'amplification seule (en catégorie II) sitôt qu'un bruit blanc est disponible quel que soit son niveau.
- 3) Le choix se porte rarement - en tout cas les trois premiers mois - sur le masquage total ou le point de mélange

augmenté ce qui mitige les allégations de Tyler (masquage) ou de Lopez & Gonzalez (TSS).

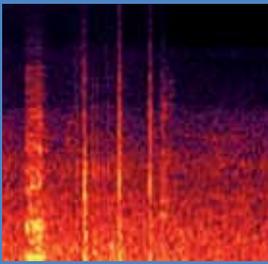
Conclusion

La TRT nécessite un enrichissement sonore. La façon la plus facile d'atteindre cet objectif est l'utilisation de générateur de bruit blanc combinée ou non avec une amplification. Confort et efficacité peuvent être obtenus en utilisant un niveau de bruit blanc équivalent au point de mélange. Toutefois un certain nombre de personnes se démarquent de la philosophie générale qui ne se vérifie que dans 6 à 70% des situations. Sans doute ceci est-il dû aux essais durant les premières semaines des différents niveaux. A cet égard l'application du même protocole après un an permettrait de conforter cette idée.

Afin de pallier à cette disparité et afin de pouvoir satisfaire chaque cas rencontré et le traiter de façon individuelle nous recommandons l'usage du même protocole que celui de cette étude à savoir un réglage des producteur de bruit blanc 1) au point de mélange, 2) au point de mélange augmenté et 3) au point de masquage. Ceci permet au patient de faire son choix en fonction des caractéristiques de son acouphène et de varier son niveau de stimulation en fonction des fluctuations subjectives de celui-ci.

Bibliographie

- Bong Jik Kim, Sung-Won Chung, Jae Yun Jung, Myung-Whan Suh (2014)
 Effect of Different Sounds on the Treatment Outcome of Tinnitus Retraining Therapy. Clinical and Experimental Otorhinolaryngology Vol. 7, 2, 87-93
- Henry J. A., Schechter M. A., Zaugg T. L., et al.
 «Clinical trial to compare tinnitus masking and tinnitus retraining therapy. Acta Otolaryngol Suppl. 2006:64-69.
- Hoare D., Searchfield G., El Refaie A., Henry J.
 2014. Sound Therapy for Tinnitus Management: Practicable Options. J Am Acad Audiol 25:62-75
- Jastreboff P., Hazell J., Graham R. 1994. Neurophysiological model of tinnitus: Dependence of the minimal masking level on treatment outcome. Hearing Research 80, 216-232
- Jastreboff, P. J., Hazell, J. W. (1993). A neurophysiological approach to tinnitus: Clinical implications. Br J Audiol, 27, 7-17.
- Lurquin P, Germain M., Markessis E., Palmers S., Thill MP, Vincent Y. « Le rôle du générateur de bruit blanc dans la thérapie des acouphènes ». Les cahiers de l'Audition, vol 15 n°4, 2002, 21-27
- McKinney, C. J., Hazell, J. W. P., Graham, R. L. (1995). Retraining therapy—Outcome measures. In G. E. Reich & J. A. Vernon (Eds). Proceedings V International Tinnitus; Portland, 524
- Searchfield, G., Kaur, M., Martin, W. (2010). Hearing aids as an adjunct to counseling: Tinnitus patients who choose amplification do better than those that don't. Int J Audiol, 49, 574-579.
- Sheldrake, J. B., Jastreboff, P. J., Hazell, J. W. P. (1996). Perspectives for total elimination of tinnitus perception. In G. E. Reich & J. A. Vernon. Tinnitus Seminar. Proceedings V International, Portland, 531-536.
- Thoma M., La Marca R., Brönnimann R., Finkel L., Ehlert U., Nater U. (2013). The Effect of Music on the Human Stress Response Plos One. DOI: 10.1371/journal.pone.0070156
- Tyler RS, Noble W., Barros Coelho C., Ji H. Tinnitus Retraining Therapy : Mixing Point and Total Masking Are Equally Effective (2012), Ear & Hearing vol 33, 588-594
- Vernon, J. A., Schleuning, A. (1978). Tinnitus: A new management. Laryngoscope, 88, 123-124.
- Vernon, J., Meikle, M. (2000). Tinnitus masking: Theory and practice. In R. S. Tyler (Ed), Handbook of Tinnitus (pp. 313-355). San Diego, CA: Singular Publications.



Veille implants cochléaires

Une représentation graphique uniforme du codage de l'intensité par les systèmes d'Implant Cochléaire de génération actuelle.

Bart VAERENBERG,
Paul J GOVAERTS,
Thomas STAINSBY,
Peter NOPP,
Alexandre GAULT,
Dan GNANSIA

Objectifs

La compréhension et la prédiction des changements des MAP sur les courants électriques délivrés par les électrodes de l'implant cochléaire (IC) constituent un challenge. C'est, cependant, un prérequis important pour programmer efficacement ces systèmes en pratique clinique. Cet article décrit une représentation graphique afin d'illustrer le comportement du codage en intensité de quatre systèmes d'IC (Cochlear, MED-EL, Advanced Bionics (AB), et Neurelec).

Design

Dans ce but, l'auteur a divisé le codage de l'intensité en deux transformations séparées : (1) de l'entrée acoustique large bande à l'amplitude d'un canal à bande étroite et (2) la fonction de la MAP au sein d'un canal unique. Ces fonctions ont été synthétisées et représentées en graphiques uniformes pour chaque marque d'IC.

Résultats

Le graphique décrit la sortie d'un canal d'IC en réponse à différents signaux audio d'entrée. Cela a été incorporé dans un logiciel interactif qui illustre les différentes étapes de codage de l'intensité et l'impact de différents paramètres de réglage pour chaque marque d'IC.

Conclusions

Le graphique fournit au clinicien un outil afin de mieux l'assister dans le réglage de l'IC grâce à une meilleure compréhension et prédiction du comportement des IC, ce qui peut permettre une meilleure interprétation et programmation de l'IC.

Mots clés

implant cochléaire, réglage, codage de l'intensité, croissance de la sonie, optimisation, programmation, résumé technique.

Introduction

Les implants cochléaires (IC) sont désormais largement acceptés comme un traitement efficace de la surdité profonde (Wilson 1991). Après l'implantation chirurgicale, le processeur de sons doit être programmé de façon appropriée et adaptée à l'individu, ce qui est communément appelé réglage. Le but du réglage est de déterminer un certain nombre de paramètres afin d'assurer que le pattern électrique généré par le système interne, en réponse aux sons, donne une perception auditive optimale (Cope et Totten 2003 ; Shapiro 2012). Plusieurs paramètres de réglage sont disponibles et l'ensemble des valeurs est communément appelé la MAP.

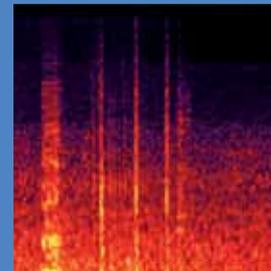
Le principal but dans les systèmes d'IC actuels repose sur la compression d'une large gamme d'intensités présentes dans les signaux d'entrée acoustique en une gamme limitée disponible à la stimulation électrique. Ainsi, la plupart des paramètres de la MAP sont liés au codage de l'intensité tandis que peu sont liés à d'autres caractéristiques de codage du son, comme le codage fréquentiel. Une enquête globale récente sur les pratiques de réglage des IC a montré que dans la plupart des cas, le réglage est limité à la mesure des seuils d'audition des stimulations électriques ainsi qu'à la mesure des niveaux limites de tolérance supérieure pour chaque électrode individuellement (Vaerenberg 2014). Ces niveaux définissent la plage dynamique électrique (Electric Dynamic range : EDR) de chaque électrode et seront référés comme EDR minimum et EDR maximum, respectivement. D'autres paramètres de la MAP peuvent aussi affecter le codage de l'intensité par le système et les ajuster peut donner de meilleurs bénéfices individuellement (Vaerenberg 2014). Cependant, ces paramètres additionnels sont généralement laissés par défaut dans la plupart des cas (Vaerenberg 2014). Les auteurs pensent que les raisons

de cette absence de réglage sont multiples. La raison principale peut résider dans la complexité intrinsèque des systèmes d'IC et de leur traitement des sons ainsi que dans les différences, souvent subtiles, dans les technologies sous-jacentes utilisées par les différents systèmes d'IC. Cela rend difficile de prédire l'impact d'un paramètre spécifique de la MAP sur le comportement d'un système d'IC donné. De plus, les cliniciens programment souvent plusieurs systèmes de différents fabricants et bien que les paramètres aient des noms similaires à travers les marques, ils peuvent être implémentés différemment. Par exemple, les gains du canal dans le système de Cochlear sont appliqués à l'entrée d'un canal, alors que dans le système AB, ils sont ajoutés à la sortie du canal. Bien que cela ait un effet similaire sur la sonie dans les deux systèmes, cela peut induire des effets différents sur les seuils ou le niveau maximum de stimulation, parmi d'autres, comme cela sera mis en évidence plus loin dans l'article.

Dans cet article, nous présentons une représentation graphique uniforme qui illustre les effets de changement des paramètres sur les sorties des IC pour tous les systèmes d'IC actuellement disponibles. Cette représentation a été incorporée dans un logiciel interactif qui permet une visualisation dynamique des effets de certains paramètres de la MAP. Nous croyons qu'un tel résumé exhaustif du comportement des systèmes d'IC, représenté de façon uniforme à travers les marques, peut aider les audiologistes à une meilleure connaissance du comportement clinique de ces systèmes et à une optimisation du processus de réglage.

Le but de cet article n'est pas d'expliquer la signification de tous les paramètres de la MAP trouvés dans les différents systèmes d'IC. Pour ceci, le lecteur doit se référer aux manuels utilisateurs des fabri-

VEILLE IMPLANTS COCHLÉAIRES ◀



cants et aux recommandations cliniques, ainsi qu'aux présentations exhaustives existantes (Wolfe 2010 ; Shapiro 2012).

Matériels et méthodes

Visualisation de la fonction codage en intensité

Dans le but de visualiser la relation entrée-sortie d'un système d'IC, nous avons établi une représentation graphique triaxiale afin de refléter les trois étapes majeures qui peuvent être identifiées dans le processus de traitement du signal des systèmes actuels (Fig. 1) : (1) une étape acoustique où le signal large-bande est capturé par un microphone puis pré-traité ; (2) une étape numérique où le signal a été numérisé et son

énergie distribuée sur un nombre de canaux, et finalement, (3) une étape électrique où l'énergie dans chaque canal est réglée à un niveau d'activation de l'électrode.

La figure 2 illustre l'étape acoustique sur l'axe horizontal de droite (marqué 1), l'étape numérique sur l'axe vertical (marqué 2), et l'étape électrique sur l'axe horizontal de gauche (marqué 3). A chacune de ces étapes, le niveau du signal est exprimé dans l'unité appropriée. Le niveau du signal de l'entrée acoustique est présenté en dB SPL large-bande (étape 1). Le signal est ensuite numérisé et pré-traité (par exemple, beam-forming, réduction du bruit, de-réverbération, etc.), qui inclut souvent aussi l'application d'un filtre de pré-emphase (preemphasis) et d'un facteur de gain, avant que le signal ne soit divisé en

plusieurs bandes de fréquences. Le niveau du signal résultant à la sortie de la banque de filtres n'est plus une représentation directe de la pression acoustique du son. Mais le niveau du signal est exprimé en relation à une valeur numérique maximum appelée Full Scale (échelle complète ; FS ; 0 dB FS, soit, l'amplitude du signal la plus grande qui peut être exprimée par les parties internes du système d'IC, étape 2). Il est essentiel de réaliser qu'à cette étape, l'énergie du signal entrant est divisée en plusieurs canaux, ce qui fait que le dB FS représente une énergie à bande étroite d'un seul canal. Finalement, en utilisant les valeurs d'EDR minimum et d'EDR maximum, cette énergie est réglée par un niveau d'activation de l'électrode. Ce niveau peut être exprimé dans une unité « clinique » qui est affichée par le logiciel de réglage (étape 3a) ou il peut être exprimé dans une unité de charge équivalente par phase d'impulsion au contact du canal de l'électrode (soit, nanoCoulomb (nC), étape 3b).

Par conséquent, l'axe acoustique de la figure 2 montre le niveau de l'entrée sonore de 0 à 120 dB SPL ; l'axe numérique montre l'amplitude du canal de -100 à 0 dB FS ; et l'axe électrique montre la sortie de la charge de 0 à 30 nC. Ainsi, l'ensemble des trois axes de la figure 2 permet la visualisation de deux transformations distinctes : à droite, le pré-traitement qui se fait sur le signal large-bande, à gauche la fonction de « mapping » qui est utilisée pour transformer l'énergie à bande étroite au sein de chaque canal en un niveau d'activation de l'électrode. Ce graphique est appelé fonction de codage de l'intensité (Intensity Coding Function : ICF) et le logiciel interactif, qui permet la visualisation dynamique de ces fonctions en variant les paramètres de la MAP est appelé Codage de l'intensité dans les IC (ICCI). Ces deux outils sont expliqués de façon plus détaillée dans le texte.

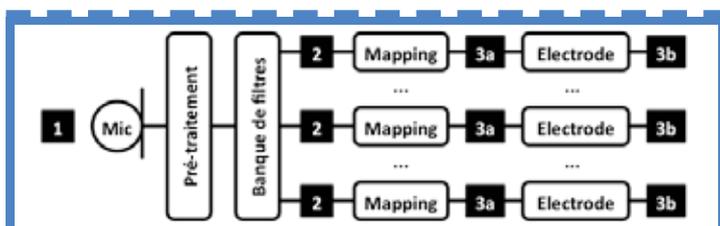


Fig. 1. Diagramme des étapes de traitement de l'implant cochléaire qui montre les différentes étapes pour lesquelles les niveaux du signal sont considérés : (1) l'intensité du signal acoustique ; (2) l'amplitude du signal numérique limité par bande à la sortie de la banque de filtres ; et (3) la magnitude de la stimulation électrique, soit comme affichée dans le logiciel de réglage (3a) ou comme quantité équivalente de charge délivrée par l'électrode (3b).

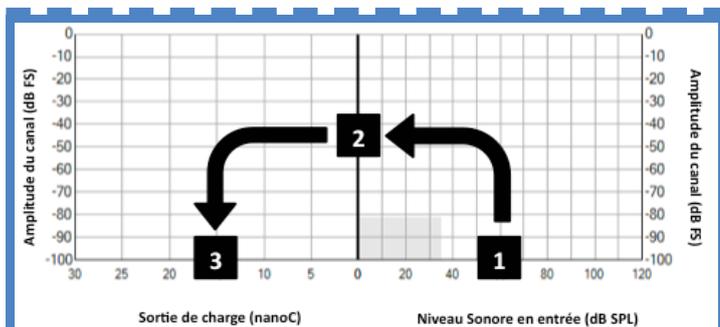


Fig. 2. Graphique, vide, de la fonction de codage en intensité qui montre les trois dimensions des étapes du traitement du signal : (1) la dimension acoustique sur l'axe horizontal de droite, représentant le niveau sonore de l'entrée large-bande (dB SPL) ; (2) la dimension numérique sur l'axe vertical central, représentant l'amplitude d'un canal à bande étroite (dB FS) ; (3) la dimension électrique sur l'axe horizontal de gauche, représentant la sortie en charge (nC).

Objectifs, contraintes et avertissements

Les différents systèmes d'IC actuels ont tous leurs stratégies particulières de traitement du signal, ce qui rend difficile la réalisation d'un modèle général qui les explique tous. Pour cette raison, certaines contraintes ont été appliquées qui permettent aux graphiques d'avoir un cadre bien défini dans lequel ils devront être interprétés. Premièrement, les graphiques ne reflètent que la génération actuelle des systèmes d'IC (année 2013) et utilisent leurs stratégies de codage par défaut. Pour Cochlear (Sydney, Australie), c'est le processeur CP810 avec la stratégie ACE et l'implant CI512 ; pour MED-EL (Innsbruck, Autriche), c'est le processeur OPUS 2 avec la stratégie FS4 et l'implant CONCERTO ou SONATA ; pour Advanced Bionics (AB, Stäfa, Suisse), c'est le processeur Naida CI Q70 avec la stratégie HiRes et l'implant HiRes90k ; pour Neurelec (Vallauris, France), c'est le processeur Saphyr avec l'implant Digisonic SP. Deuxièmement, un certain nombre de caractéristiques ont été exclues de l'analyse, soit parce qu'elles ont peu d'effet sur le codage de l'intensité ou soit parce qu'elles sont trop dynamiques (elles dépendent des aspects temporeux et spatiaux du signal d'entrée) pour être visualisées sur un graphique statique. Ces caractéristiques incluent : mixage de l'entrée et « beam-forming » (l'utilisation de plusieurs microphones, en association avec la boucle d'induction magnétique ou autre auxiliaire, etc.), les options de contrôle du volume qui peuvent être manipulées par l'utilisateur, les algorithmes de réduction du bruit, les aspects temporeux des stratégies de codage de la parole, etc. Ces caractéristiques n'ont pas été incluses dans le logiciel ICCI et leurs effets sur le comportement du système sont ignorés. Les caractéristiques qui ont été incluses sont : EDR Minimum, EDR maximum, plage de « mapping » instantanée (Instantaneous Mapping Range : IMR), gain d'entrée, gain de sortie, compression d'entrée et compression de sortie. Ces caractéristiques et leurs paramètres qui leur sont reliés, sont résumés dans la **table 1** par chacun des fabricants. Les EDR minimum et maximum définissent la plage des niveaux de stimulation pour chacune des électrodes. IMR (exprimé en dB) est la plage des niveaux d'entrée sonore qui est codée dans l'EDR à chaque instant du temps. Le gain d'entrée est l'application d'un facteur de gain

au signal d'entrée large-bande. Le gain de sortie est l'application d'un facteur de gain par électrode. La compression d'entrée est la compression à long-terme du signal d'entrée large-bande due aux systèmes de contrôle automatique du gain (Automatic Gain Control : AGC). La compression de sortie est la compression instantanée appliquée à chaque canal (dans la fonction de « mapping »).

Même pour ces paramètres MAP qui sont inclus, tous les détails techniques ne sont pas implémentés dans l'application ICCI. Aussi, il doit être considéré comme un outil d'assistance qui fournit des indications sur le comportement de ces systèmes et non pas comme une simulation exacte de leurs algorithmes de traitement du signal. Ceci est important car cela peut donner lieu à des différences entre la documentation technique fournie par les fabricants d'IC et les sorties données par l'application ICCI. Le lecteur doit comprendre que concernant la précision technique, la documentation des compagnies d'IC prévaut toujours. Cependant, les auteurs sont convaincus que les possibles différences données par l'application ICCI sont compatibles avec le but principal de cet article, c'est-à-dire d'assurer une compréhension principale du codage de l'intensité dans les IC. Certains des auteurs ont des postes de responsable dans les compagnies d'IC. Leur contribution a été essentielle au développement des représentations graphiques et du contenu de cet article. Mais ni eux ni les compagnies d'IC ne peuvent être tenus comme légale-

ment responsables des éventuelles inconsistances qui n'ont pu être évitées dans le but d'une meilleure compréhension de cet article et de l'application associée. L'utilisation du logiciel ICCI et l'interprétation des graphiques ICF ont pour but d'assister les cliniciens compétents, programmeurs d'IC, qui restent pleinement et les seuls responsables de leur utilisation en clinique.

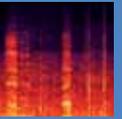
Sources d'information

Les graphiques ICF ont été synthétisés à partir de sources documentaires existantes et elles ont été vérifiées par les ingénieurs des fabricants d'IC. Les fabricants fournissent, tous, les descriptions générales de leurs systèmes d'IC dans leur logiciel de réglage, aussi les concepts basiques ont été obtenus à partir des contenus des aides de Custom Sound 3.2 et du document Cochlear Clinical Guidance (Cochlear Ltd. 2012), des contenus d'aide de Maestro 4.0 (MED-EL G.m.b.H 2012a) et du document FocusOnFine-Hearing Technology (MED-EL G.m.b.H 2012b), des contenus d'aide de Sound-Wave 2.1 (Advanced Bionics LLC 2012) et des contenus d'aide de Digimap 3.4 (Neurelec SA 2012). Ces sources sont conçues pour assister à la programmation de certaines tâches mais elles manquent souvent de détails et de cohésion en ce qui concerne la chaîne de traitement du signal dans son ensemble. Afin de construire les graphiques ICF, des informations supplémentaires ont été requises.

	Cochlear	MED-EL	Advanced Bionics	Neurelec
EDR minimum	T (CL)	THR (QU)	T (CU)	Min (µs)
EDR maximum	C (CL)	MCL (QU)	M (CU)	Max (µs)
IMR	C-SPL – T-SPL	Fenêtre de son adaptative	IDR	[Fixée] (85 dB)
Gain d'entrée	Sensibilité (dB)	Sensibilité AGC (%)	Sensibilité (dB)	Gain analogue (dB)
Gain de sortie	Gain (dB) ou ADRO	[Fixée] (0 dB)	Gain (dB)	Gain (dB)
Compression d'entrée	ASC	Taux de compression AGC	AGC	[Fixed]
Compression de sortie	Croissance en sonie (Q)	Compression Maplaw	[Fixée]	Volume

Cette table liste les paramètres qui sont avant tout liés aux caractéristiques. Dans le système MED-EL, le Gain d'entrée et la Compression d'entrée sont tous deux affectés par la combinaison des paramètres de Sensibilité AGC et de Taux de compression. ADRO, adaptive dynamic range optimization ; AGC, automatic gain control ; ASC, autosensibilité ; EDR, plage dynamique électrique ; IDR, plage dynamique d'entrée ; IMR, plage de mapping instantanée ; MCL, niveau le plus confortable ; Q, croissance en sonie ; THR, seuil.

TABLE 1. Caractéristiques de traitement qui sont prises en considération dans la fonction de codage en intensité avec le nom des paramètres correspondants pour les différentes marques.



Cette information a été partiellement obtenue à partir d'articles publiés (Hochmair 2006 ; Koch 2007), de présentations à des conférences, et de documentation fragmentée qui a été collectée par les auteurs au cours des années. Des interviews individuelles avec les ingénieurs des compagnies ont été menées afin de compléter et de valider les sources utilisées.

Le graphique ICF

Signaux d'entrée : le graphique ICF est tracé en réponse à trois types de signaux : un son pur (ajustable en fréquence entre 100 et 8000 Hz), un signal de parole ou un signal de bruit blanc. Il est par conséquent assumé que : (1) la fréquence d'un son pur est égale à la fréquence centrale de la bande de filtre d'un canal donné, et tombe complètement dans ce canal (il y a 0 dB d'atténuation en ce qui concerne l'énergie large bande) ; (2) le signal de parole ne tombe pas dans un canal unique, il est distribué sur un ensemble de canaux de telle façon que sur un canal donné, il reçoit l'énergie du signal de parole qui est égale à l'énergie large-bande atténuée de 12 dB ; (3) le signal de bruit blanc est distribué sur tous les canaux de telle façon que sur un canal donné, il reçoit l'énergie du signal de bruit blanc égale à l'énergie large-bande atténuée de 24 dB. L'atténuation de 24 dB est liée au fait, qu'en moyenne, le canal IC a une largeur de bande de 493 Hz ce qui représente 1/16 de la largeur totale (8 kHz) des systèmes de génération actuelle. Pour le signal de la parole, ayant à n'importe quel moment donné, une largeur de bande entre celle d'un son pur et d'un bruit blanc, l'atténua-

tion a été choisie comme la moyenne des atténuations des signaux de son pur (0 dB) et du bruit blanc (24 dB), soit 12 dB. Il doit être noté, que le choix de ces atténuations est une simplification et qu'en réalité, l'atténuation est hautement dépendante de la façon dont le filtre passe bande du canal est organisé en fonction du signal entrant (par exemple, un bruit blanc sera plus atténué dans les canaux graves que dans les canaux aigus car la largeur de bande d'un canal augmente avec la fréquence). Il est également supposé que tous les signaux d'entrée présentent une intensité à long-terme stable pour laquelle les systèmes AGC atteignent une convergence (c'est-à-dire, que l'intensité large bande est maintenue stable pendant une période plus longue que le temps d'attaque du système). Cette réponse aux intensités à long-terme inclus, parmi d'autres, la fonction de gain statique des systèmes AGC (un nouveau gain est calculé à partir de cette fonction lorsque l'intensité à long-terme du signal entrant change). Toutefois, les graphiques ICF de l'application ICCL, comme illustré dans la **figure 3**, permettent la visualisation des réponses à des fluctuations rapides (symboles ouverts) le long de cette intensité à long-terme (symboles pleins), pour lesquels il est supposé qu'ils ne déclenchent pas les détecteurs lents des systèmes d'AGC. L'annexe B montre ce type de graphique pour les quatre marques d'IC à trois intensités différentes (35, 65 et 95 dB SPL).

Microphone, pré-emphase, bruit de fond du système : dans les graphiques ICF, le pré-traitement initial (front end) et les étapes de la banque de filtres sont associés et décrits à droite du graphique

(Fig. 2). La réponse en fréquence du microphone n'est pas considérée (elle est considérée comme plate). Le bruit du système (déterminé essentiellement par le bruit de fond du microphone) est assumé d'être blanc au sein de la gamme traitée (0.1 à 8 kHz) et équivalent à 35 dB SPL dans une bande acoustique de la même gamme. Comme lorsque le signal d'entrée est du bruit blanc, l'énergie par canal est considérée comme égale à l'énergie large bande atténuée de 24 dB, et serait, par conséquent, équivalente à approximativement 11 dB SPL par canal en moyenne, comme illustré dans la **figure 4**. Pour tous les systèmes, le filtre pré-emphase est considéré comme un filtre « A-weighting ». L'application ICCL permet d'ajuster la fréquence centrale du canal observé, de façon à ce que l'effet de pré-emphase devienne apparent. Dans cet article, cependant, tous les graphiques ICF montrent les canaux centrés sur environ 1000 Hz, ainsi, l'atténuation du filtre de pré-emphase est égale à zéro.

Mapping : l'étape de « mapping » est illustrée à gauche du graphique ICF (Fig. 2). Elle règle l'amplitude du canal en un « niveau d'activation d'électrode » exprimé dans l'unité qui est présentée aux cliniciens dans le logiciel de réglage du fabricant. Les caractéristiques spécifiques à la stratégie (par exemple, « current steering » ; Kock 2007) ne sont pas considérées dans les graphiques ICF. Il existe une option pour convertir le niveau exprimé en unité spécifique au fabricant en un équivalent de charge général, exprimé en nanoCoulomb par phase d'impulsion, comme illustré dans la **figure 5**.

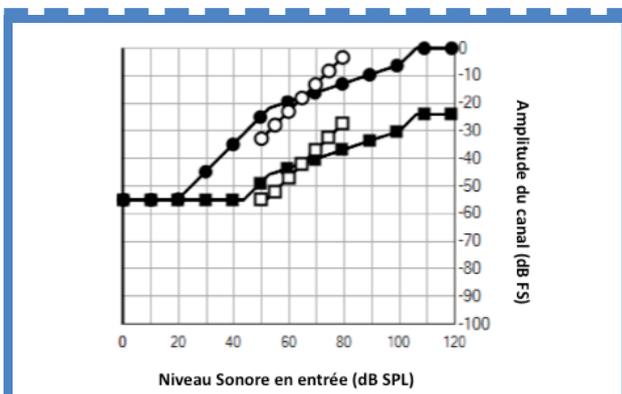


Fig. 3. Exemple de graphique montrant la transformation pour MED-EL de l'entrée acoustique en amplitude d'un canal pour des signaux de son pur (cercles) et de bruit blanc (carrés). La réponse de l'intensité à long-terme est tracée en symboles pleins. La réponse aux déviations rapides (+/- 15 dB) d'une intensité, moyennée à long-terme, de 65 dB SPL est tracée en symboles vides.

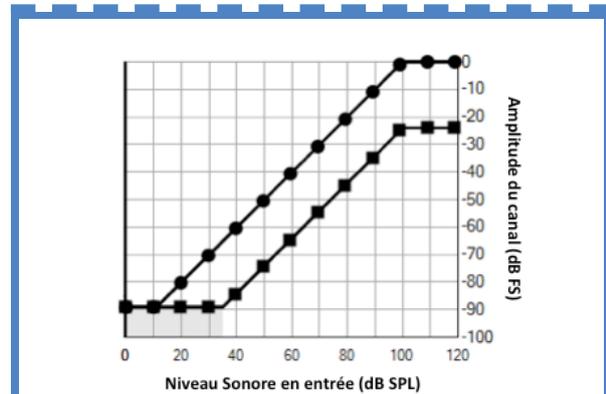


Fig. 4. Exemple de graphique montrant le bruit de fond du système Neurelec (équivalent à 35 dB SPL) illustré par une aire en gris clair en bas à gauche. Il cause un effet de bruit de fond équivalent à 11 dB SPL sur l'amplitude d'un canal pour des signaux de sons purs (cercles) et un effet de bruit de fond équivalent à 35 dB SPL pour des signaux de bruit blanc (carrés).

Résultats

Nous avons établi une représentation graphique en trois étapes pour le codage de l'intensité des quatre marques de systèmes d'IC de génération actuelle. Cette représentation est disponible sous forme de graphiques statiques, comme montré dans l'Annexe A, mais elle est plus utile dans le logiciel d'application ICCI qui montre des interactions dynamiques (voir le contenu numérique : <http://links.lww.com/EANDH/A140>). Il illustre l'impact des paramètres de la MAP sur le codage de l'intensité et permet la compréhension et la prédiction de la transformation des signaux acoustiques en champ-libre à travers les bandes numériques limitées en énergie en stimuli électriques à la sortie des électrodes/canaux de l'IC. Cette approche montre un certain nombre de caractéristiques de la MAP qui sont communes aux quatre fabricants ainsi qu'un nombre de caractéristiques qui sont spécifiques à un système et comment elles affectent le codage des sons.

Caractéristiques communes

Gain/sensibilité de l'entrée : toutes les marques ont un paramètre qui peut être utilisé pour ajuster la sensibilité du microphone. Dans les systèmes Cochlear et AB, il est appelé Sensibilité. Dans les systèmes Neurelec, il est appelé Gain Analogue. Ces trois systèmes fonctionnent comme un gain fixe appliqué au signal d'entrée. Dans les systèmes MED-EL, la sensibilité du microphone est définie comme une combinaison de la Sensibilité AGC et du Taux de compression AGC. L'augmentation de la sensibilité AGC déplace le seuil de déclenchement AGC vers les sons faibles, résultant en des sons d'intensité plus faible qui sont représentés au sein de l'EDR. L'augmentation du taux de compression réduit la partie de l'EDR qui est assignée aux signaux se trouvant au-dessus du seuil de déclenchement de l'AGC, résultant également en un codage des sons plus faibles dans l'EDR.

En plus de la sensibilité statique du microphone, certains systèmes d'IC ont un mécanisme qui ajuste automatiquement la sensibilité du microphone en fonction des niveaux sonore de l'environnement. Dans les systèmes Cochlear, cela est appelé Autosensibilité (ASC), il utilise le niveau de bruit environnemental pour déterminer un gain d'entrée approprié. Dans les systèmes MED-EL et AB, cela est appelé Contrôle automatique du gain

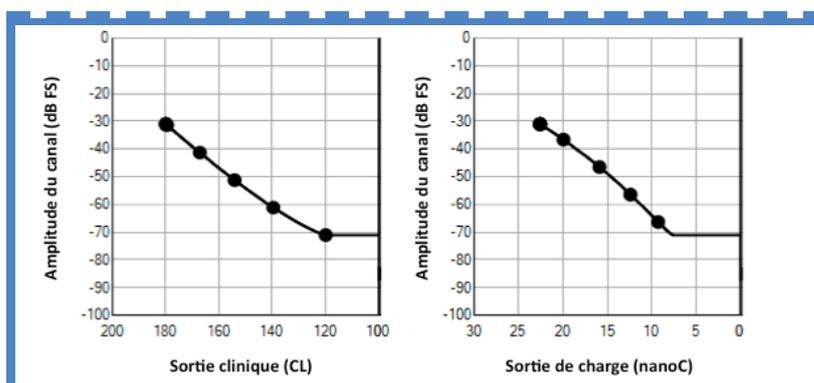


Fig. 5. Exemple de graphiques montrant la fonction de mapping de Cochlear exprimée à la fois dans leur unité clinique (graphique de gauche) et dans son équivalent en charge par phase d'impulsion (avec une largeur d'impulsion de 50 µsec) (graphique de droite). FS, Full Scale (échelle complète).

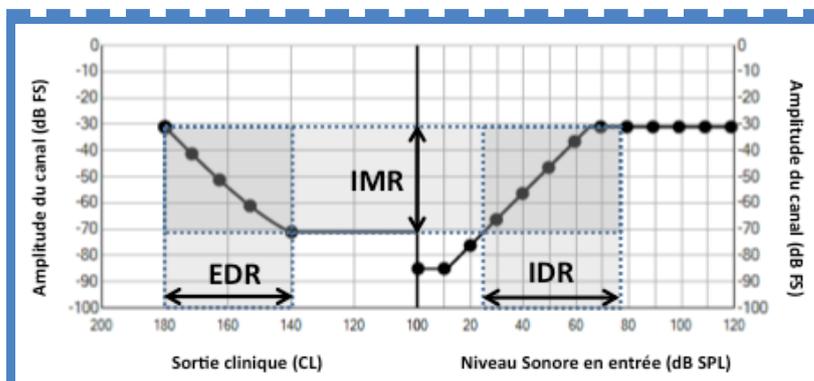


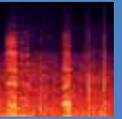
Fig. 6. Exemple de graphiques montrant le codage de Cochlear de l'IDR dans un EDR compris entre 140 et 180 CL en utilisant les valeurs des paramètres par défaut (T-SPL=25, C-SPL=65, Sensibilité = 12). L'IMR de 40 dB (entre les T-SPL et les C-SPL) est potentiellement étendue à une IDR de 52 dB lorsque l'ASC est activée et que la sensibilité est de 12. ASC, autosensibilité ; EDR, plage dynamique électrique ; IDR, plage dynamique de l'entrée ; IMR, plage de mapping instantanée.

(AGC) qui sont des systèmes à double-boucle. Bien qu'ils soient implémentés différemment, ces deux systèmes utilisent le niveau du signal entrant pour déterminer un gain approprié. Ils contiennent un détecteur lent avec un temps d'attaque relativement lent, ce qui signifie, qu'ils fonctionnent comme un contrôle du volume. Les processeurs Neurelec n'ont pas de caractéristiques AGC.

Bruit de fond, IDR, IMR et saturation : tous les fabricants fournissent des valeurs pour leurs paramètres de réglage qui permet l'exclusion du bruit du système de l'EDR (comme décrit plus tôt dans cet article) et ainsi de ne pas être perçu par le patient. Ceci est accompli en limitant efficacement la plage des niveaux du signal (IMR) qui est codée dans l'EDR à un moment donné. Dans les systèmes Cochlear, la position et la taille de l'IMR peut être fixée avec les paramètres T-SPL et les C-SPL (Fig. 6). AB fournit un paramètre de dynamique d'entrée (IDR) qui affecte la taille de l'IMR

uniquement. Neurelec et MED-EL ont une IMR fixe. Les réglages pour le gain/sensibilité d'entrée, comme décrits précédemment dans l'article, affectent également l'IMR dans toutes les marques. De plus, l'utilisation des systèmes AGC introduit le besoin de distinguer deux approches différentes à la plage d'entrée : (1) la plage qui est instantanément considérée (IMR) et (2) la plage complète (IDR) qui est couverte lorsque l'on déplace cette plage instantanée en réponse à l'ajustement automatique du facteur gain/sensibilité de l'entrée.

Les quatre marques ont une limite supérieure pour le niveau du signal d'entrée aux alentours de 100 dB SPL. Au-delà de ce niveau, les systèmes saturent. Etant donné les 11 dB SPL équivalents au bruit de fond au sein d'un canal unique, cela signifie que les systèmes d'IC pourraient fournir une IDR jusqu'à 90 dB. Ces 90 dB, cependant, doivent être codés dans un EDR qui est d'une magnitude d'ordre inférieure (typiquement en dessous de



10 dB), signifiant qu'il y a un compromis entre la plage et la résolution. Cochlear maximise la résolution électrique en limitant son IMR à 40 dB par défaut. Dans les systèmes MED-EL, une IMR fixe de 55 dB est utilisée. AB utilise 60 dB par défaut. Neurelec maximise la gamme et code 85 dB dans son EDR.

Cochlear

La **figure 7** montre le graphique ICF pour Cochlear avec l'impact de ses paramètres de MAP. Cochlear utilise le terme IDR pour se référer à l'IMR. Les niveaux de seuil (T) et de confort maximum (C) déterminent la plage et la position de l'EDR. L'IMR/IIDR est déterminé par les paramètres T-SPL et C-SPL mais les changements de sensibilité du microphone (également lorsque déterminée dynamiquement par l'ASC) affectent également sa position (ils altèrent les niveaux sonores les plus faibles qui sont codés dans l'EDR). Les changements de sensibilité modifient également le seuil de déclenchement de l'AGC (c'est-à-dire, le niveau d'entrée qui correspond à la stimulation des niveaux C), à ne pas confondre avec les systèmes d'AGC d'AB et de MED-EL, qui servent de contrôle de volume). Par conséquent, les valeurs des paramètres C-SPL et T-SPL reflètent seulement les niveaux d'entrée actuels si la valeur du paramètre de sensibilité est prise en considération (c'est-à-dire, une valeur du C-SPL de 65 code seulement 65 dB SPL en niveaux de C si la sensibilité est réglée à 12 (par défaut) ; si la sensibilité est réglée à 0, alors la valeur C-SPL de 65 codera 77 dB SPL en niveaux de C). De plus, l'ASC peut ajuster la sensibilité en fonction des niveaux sonore de l'environnement. Dans le calme, un programme avec ASC agit de façon similaire à un programme avec aucun traitement de l'entrée additionnel, avec un réglage de la sensibilité fixe. Mais si le niveau du bruit de fond, est au-dessus du seuil de déclenchement de l'ASC (57 dB par défaut), la sensibilité est alors réduite en fonction du niveau du bruit de façon à ce que les pics de la parole excèdent le spectre du bruit moyen à long-terme d'au moins 15 dB (Cochlear Ltd. 2012). L'ASC peut seulement réduire, et non augmenter, la valeur de la sensibilité réglée dans la MAP (si la sensibilité est réglée à 0 alors l'ASC n'a aucun effet).

Un système AGC avec une compression infinie garde le signal d'entrée large-bande à l'intérieur de la plage. Les

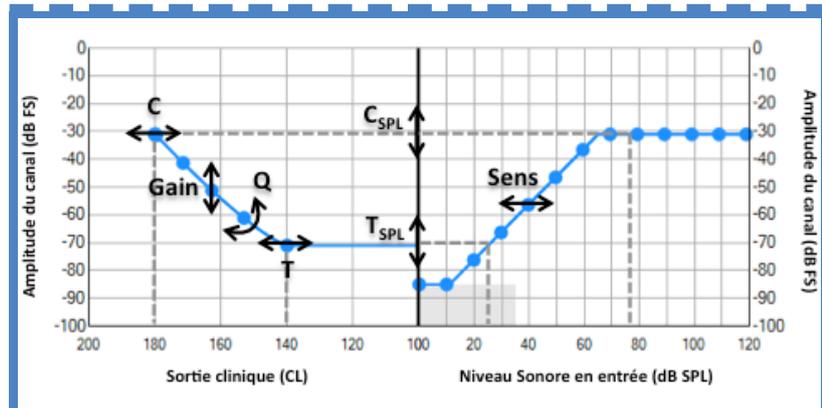


Fig. 7. Graphiques de la fonction codage en intensité des systèmes Cochlear en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par la Sensibilité à droite et le mapping modifié par T-SPL, C-SPL, T, C, Gain, et croissance en sonie (Q) à gauche. Les flèches rectilignes montrent des translations ; les flèches incurvées indiquent des changements de la forme de la courbe. C, confort maximum ; Sens, sensibilité ; T, seuil.

signaux au-dessus de C-SPL ne sont pas coupés mais leur sortie pic est effectivement limitée au C-SPL (65 dB) par l'AGC (temps d'attaque=5msec ; temps de retour=75msec). L'AGC agit afin d'empêcher l'écrêtage par son attaque rapide et son décroissement plus lent.

Les gains spécifiques à chaque canal sont appliqués à l'entrée du canal (c'est-à-dire, à la sortie de la banque de filtres). Ils sont soit déterminés par les gains cliniques statiques spécifiés dans la MAP ou par l'optimisation de la gamme dynamique adaptative (Adaptative Dynamic Range). Les gains cliniques varient de -12 à +10 dB et ont pour effet d'amplifier l'entrée du canal par une valeur fixe, mais ils sont ignorés lorsque l'optimisation de la gamme dynamique adaptative est activée.

La stimulation au-dessus des niveaux C ne peut jamais se produire, même si les gains cliniques sont fixés à +10 dB. Lorsque l'on applique un gain positif à un canal, la saturation (produisant la stimulation des niveaux de C) se produit pour ce canal à un niveau d'entrée de C-SPL moins le gain, par exemple, 55 dB SPL lorsque le C-SPL est de 65 et le gain du canal est de +10.

Lorsque l'on utilise un gain négatif, un canal n'atteindra jamais la stimulation au niveau des C. En fait, la saturation (niveau de stimulation maximum) se produit en dessous des niveaux de C car l'entrée présentée au canal est déjà limitée (à C-SPL) par l'AGC à action rapide et par la suite, atténuée par l'application d'un gain du canal négatif.

Les amplitudes en dessous de T-SPL ne produisent pas de stimulation. En effet, les signaux en dessous de T-SPL sont ignorés.

Régler le T-SPL en dessous de 25 dB peut produire un bruit (du système) électrique excessif qui serait perçu constamment.

En augmentant le C-SPL (d'autant plus lorsque combiné à une augmentation des niveaux C) peut causer une perception de la sonie psychophysique différente. Afin de compenser cet effet, le logiciel CustomSound ajuste automatiquement le paramètre de la fonction de sonie (Q). Le paramètre Q définit le pourcentage de la gamme dynamique (EDR) qui est alloué aux 10 dB les plus élevés de l'entrée qui est codée (IMR). Une valeur de Q plus basse équivaut à plus de compression et infléchit la fonction d'autant plus. D'après le fabricant, Q ne doit pas être vue comme une compression, et Cochlear ne conseille pas de faire de changement important de Q.

La largeur de l'impulsion n'est pas prise en compte dans l'unité du niveau de courant (CL) utilisé dans le logiciel de réglage. Par conséquent, doubler la largeur de l'impulsion tout en gardant les mêmes niveaux de T et de C fera que le canal délivrera deux fois plus de charge (par phase d'impulsion) à l'électrode.

La précision de l'amplitude de l'impulsion est limitée aux valeurs entières entre T et C. Par conséquent, dans un canal avec T=140 et C=170, chaque amplitude du canal est codée dans 1 des 31 amplitudes d'impulsion distinctes disponible entre 140 et 170.

MED-EL

La **figure 8** montre le graphique ICF pour MED-EL avec l'impact des paramètres de la MAP. Le système AGC de MED-EL est un système AGC à double-boucle (Stöbich,

1999). Les détecteurs lent et rapide fonctionnent en parallèle sur le même signal d'entrée. Les sorties résultantes de ces deux détecteurs sont comparées afin de déterminer le gain correspondant. Avec la compression par défaut de 3 :1 et une sensibilité de 75%, le gain statique de l'AGC à double-boucle a son seuil de déclenchement à 52.7 dB SPL. Le détecteur rapide a un temps d'attaque de 4 msec et un temps de retour de 16 msec ; le détecteur lent a un temps d'attaque de 100 msec et un temps de retour de 400 msec. Le seuil de déclenchement est décalé (+ 14 dB à -5 dB par rapport à la valeur par défaut) lorsque le paramètre de sensibilité de l'AGC est modifié. Le système AGC garde le signal d'entrée large-bande à l'intérieur de la plage. Le détecteur AGC rapide agit afin d'empêcher l'écrêtage par son attaque rapide et son relâchement lent. Une entrée de 106 dB SPL donnera une stimulation aux niveaux des seuils MCL. La limite supérieure pour le niveau du signal est de 100 dB SPL avec 6 dB de plage disponible pour les fluctuations rapides (pics), voir Annexe B, les graphiques ICF montrant des fluctuations rapides (voir Supplemental Digital Content, <http://links.lww.com/EANDH/A140>).

MED-EL utilise le terme de fenêtre d'entrée adaptative (Adaptative Sound Window) pour leur IMR de 55 dB. La position de cette fenêtre est contrôlée par le système AGC. En déplaçant l'IMR en réponse à l'intensité du signal d'entrée, MED-EL obtient une IDR d'environ 75 dB. Les niveaux THR et MCL déterminent la plage et la position de l'EDR. Une stimulation au-dessus des niveaux MCL ne peut jamais se produire. Dans le mode de volume IBK, habituellement utilisé, aucune stimulation en-dessous des seuils THR peut se produire pour n'importe quel niveau de volume (0 à 100%) et le niveau THR est le niveau de stimulation minimum pour chaque canal activé, ce qui signifie que le système délivrera des charges à tous les canaux activés qui ont un niveau THR supérieur à 0, même s'il n'y a pas de signal d'entrée de présent.

Le paramètre de compression Maplaw définit la fonction en croissance de sonie pour coder les amplitudes du canal (enveloppe) au sein de l'EDR. Une valeur de compression plus élevée assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons faibles. Une compression plus basse assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons forts.

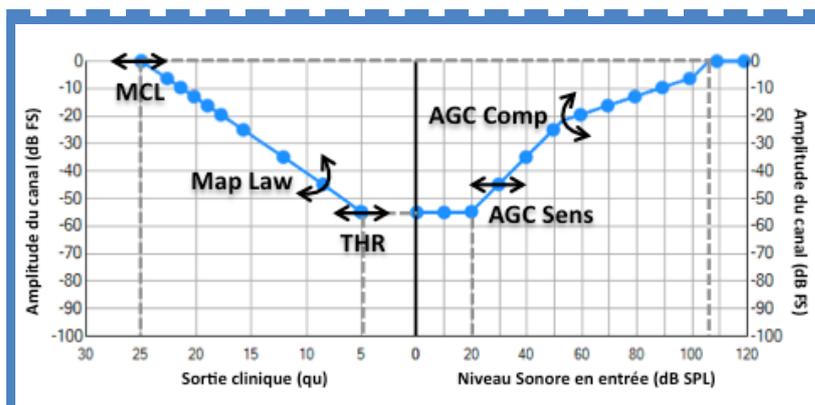


Fig. 8. Graphiques de la fonction de codage en intensité des systèmes MED-EL en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par le sensibilité et la compression de l'AGC à droite et le mapping modifié par THR, MCL, Gain, et la compression MapLaw à gauche. Les flèches rectilignes montrent des translations ; les flèches incurvées indiquent des changements dans la forme de la courbe. AGC, contrôle automatique du gain ; Comp, taux de compression ; MCL, niveau le plus confortable ; Sens, sensibilité ; THR, seuil.

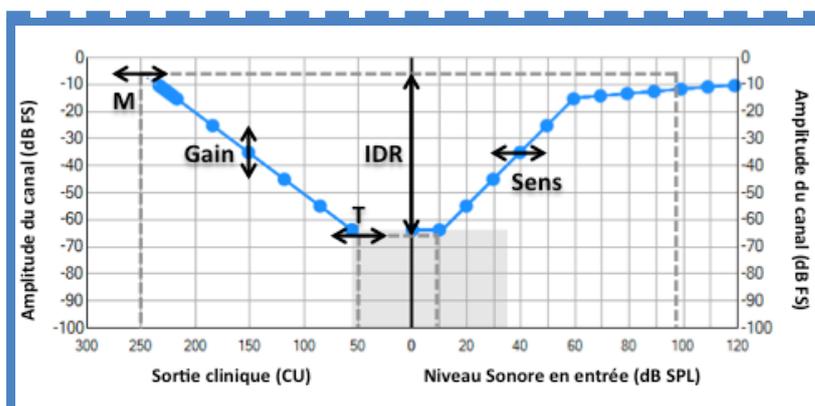
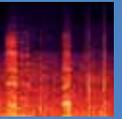


Fig. 9. Graphiques de la fonction de codage en intensité des systèmes Advanced Bionics en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par le paramètre de sensibilité à droite et le mapping modifié par les paramètres T, M, Gain et IDR à gauche. IDR, plage dynamique d'entrée ; M, niveau le plus confortable ; T, seuil ; Sens, sensibilité.

L'amplitude d'une impulsion de stimulation est donnée en unités de courant (CU). Une unité de courant est approximativement 1 μ A. La charge d'une phase est définie comme le produit du courant de stimulation en CU par la durée de la phase de l'impulsion, qui est décrit en microsecondes dans le logiciel de réglage. Une unité de charge (QU) est approximativement 1 nC. Le logiciel de réglage MED-EL est basé sur la charge, de ce fait, l'amplitude de l'impulsion (CU) ne peut pas être manuellement ajustée. En fait, la charge de l'impulsion est réglée dans le logiciel de réglage. Le doublement de la durée de phase (par exemple, en augmentant la durée minimum) tout en gardant les niveaux THR et MCL (QU) identiques, ne modifiera pas la charge délivrée par le canal (par phase d'impulsion) à l'électrode, l'amplitude de l'impulsion (CU) sera diminuée automatiquement.

Advanced Bionics

La **figure 9** montre le graphique ICF pour AB avec l'impact des paramètres de la MAP. La sensibilité est appliquée comme un gain constant à l'entrée large-bande, avant que le signal ne soit traité par l'AGC. Le système AGC d'AB dispose également de deux détecteurs (rapide et lent). Les sorties résultantes de ces deux détecteurs sont comparées afin de déterminer le gain correspondant. Le détecteur lent a un temps d'attaque long, ce qui signifie que le système travaille comme un control de volume qui garde le niveau d'entrée à l'intérieur de la plage. Il dispose d'un facteur de compression de 12 :1, un temps d'attaque de 240 msec et un temps de retour de 1500 msec, et un seuil large-bande d'environ 63 dB SPL. Le détecteur rapide a un seuil de 71 dB SPL et il est utilisé pour empêcher l'écrêtage. La limite supérieure du niveau du signal est de 97 dB SPL.



La position de la fenêtre IMR dans les systèmes AB est contrôlée par le système AGC. Le paramètre IDR détermine la taille de la fenêtre IMR. Le niveau T et le niveau le plus confortable (M) déterminent la plage et la position de l'EDR. La stimulation au-dessus du niveau M est possible. Lorsque l'AGC est désactivée, un signal d'entrée d'un son-pur de 5000 Hz d'un peu plus de 60 dB SPL donne une stimulation au niveau M. En augmentant le niveau d'entrée un peu plus, on obtient une augmentation des unités cliniques (CU) au-delà du niveau M. De façon similaire, la stimulation se poursuit également de façon linéaire en dessous du niveau T. En réglant une valeur d'IDR large ou une sensibilité élevée en association avec des niveaux T corrects (mesurés) résulte en un bruit électrique (du système) qui est constamment perçu. Ceci est à relier au bruit du microphone comme décrit précédemment dans l'article, ce qui est ensuite codé dans l'EDR.

AB ne fournit pas de paramètre pour changer la forme de la fonction de mapping. Il est, cependant, possible de limiter la sortie d'un canal en réglant un niveau d'écrêtage pour le canal. Ceci empêche la stimulation d'excéder un niveau choisi. En dehors de cela, l'amplitude d'un canal (enveloppe) exprimée en dB est toujours codée linéairement dans l'EDR (c'est-à-dire, qu'une augmentation d'1 dB provoque une augmentation fixe en CU). Le CU utilisé dans le logiciel de réglage incorpore à la fois l'amplitude et la durée de l'impulsion et est, ainsi, proportionnel à la charge (Coulomb). L'amplitude de l'impulsion (μA) ne peut pas être manuellement ajustée avec le logiciel de réglage. Doubler la largeur de l'impulsion tout en gardant les niveaux de T et M identiques, ne provoquera pas le canal de délivrer plus de charge (par phase d'impulsion) à l'électrode, l'amplitude de l'impulsion (μA) est réduite automatiquement.

Neurelec

La **figure 10** montre le graphique ICF pour Neurelec avec l'impact des paramètres de la MAP. Le système Neurelec n'a pas de gain automatique ou de contrôle de la sensibilité. Le patient implanté a l'option d'ajuster la sensibilité manuellement. Avec un gain analogique de 0 dB, les pics au-delà de 100 dB SPL sont écrêtés par l'adaptateur A/D. Neurelec utilise une IMR fixe de 85 dB. Les niveaux Min et Max déterminent la plage et la position de l'EDR. Les signaux de 100 dB SPL

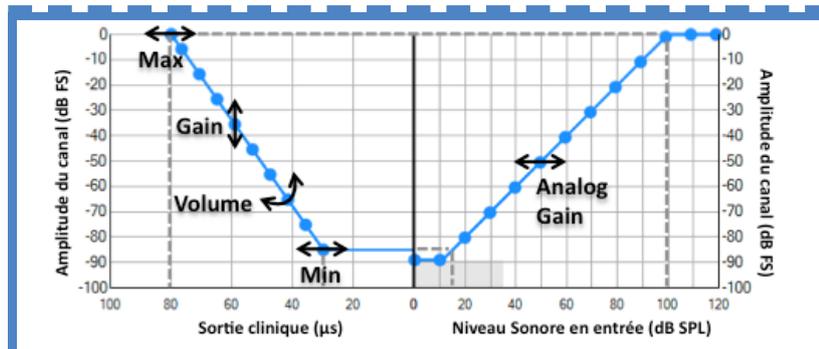


Fig. 10. Graphiques de la fonction de codage en intensité des systèmes Neurelec en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par le paramètre Analog Gain à droite et le mapping modifié par les paramètres Min, Max, Gain et de Volume à gauche. Les flèches rectilignes montrent des translations ; les flèches incurvées indiquent des changements dans la forme de la courbe. FS, échelle complète.

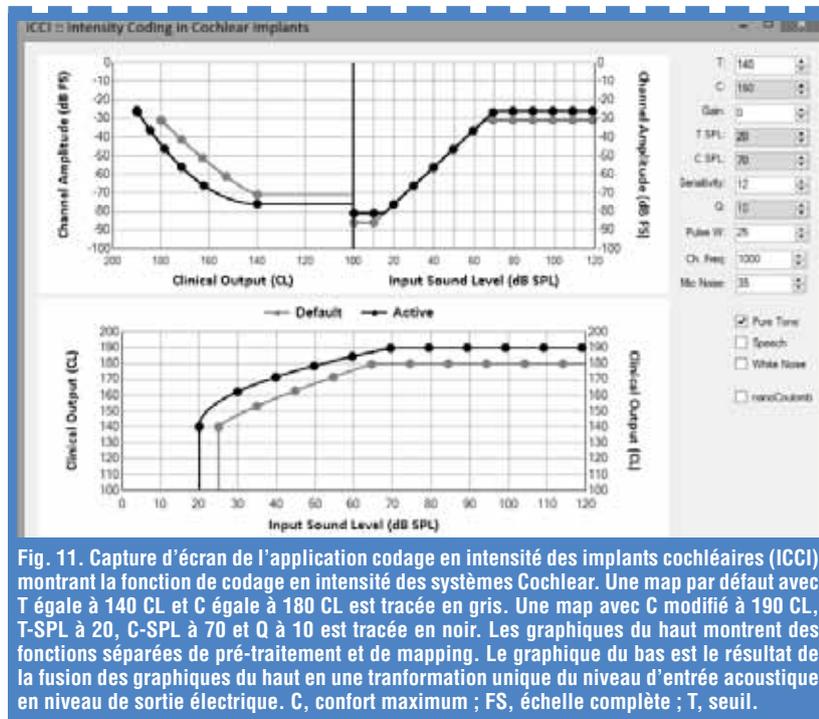


Fig. 11. Capture d'écran de l'application codage en intensité des implants cochléaires (ICCI) montrant la fonction de codage en intensité des systèmes Cochlear. Une map par défaut avec T égale à 140 CL et C égale à 180 CL est tracée en gris. Une map avec C modifié à 190 CL, T-SPL à 20, C-SPL à 70 et Q à 10 est tracée en noir. Les graphiques du haut montrent des fonctions séparées de pré-traitement et de mapping. Le graphique du bas est le résultat de la fusion des graphiques du haut en une transformation unique du niveau d'entrée acoustique en niveau de sortie électrique. C, confort maximum ; FS, échelle complète ; T, seuil.

sont codés au niveau Max, 15 dB SPL correspond au niveau Min. La stimulation au-dessus du niveau Max ne peut jamais se produire, même si le paramètre Volume est à son maximum. Les amplitudes du canal en dessous de 15 dB SPL ne produisent pas de stimulation (Maxima Selection). Le paramètre Volume définit la croissance en sonie de la fonction de mapping. Une valeur de Volume plus élevée assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons faibles. Un Volume plus bas assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons forts. Neurelec garde l'amplitude des impulsions fixes et ajuste la largeur des impulsions pour coder la sonie. Par conséquent, l'unité clinique pour les niveaux Min et Max, affichée par

le logiciel de réglage, est liée à la dimension de temps/durée. L'amplitude de l'impulsion n'est pas considérée dans l'unité clinique utilisée par le logiciel de réglage. Par conséquent, doubler l'amplitude de l'impulsion (paramètre Amplitude) tout en gardant les niveaux Min et Max identiques, fera que le canal délivrera une quantité de charge double (par phase d'impulsion) à l'électrode.

Graphiques interactifs dans l'application ICCI

Une application interactive appelée ICCI qui permet de tracer les graphiques ICF pour les quatre marques est disponible sur demande au premier auteur B. Vaaren-

berg. Une version internet est également disponible à <http://www.otoconsult.com/fitting/icci>.

Comme montré dans la **figure 11**, l'application permet à l'utilisateur d'ajuster les paramètres de réglage et d'observer les résultats de ces changements sur les graphiques. Comme expliqué précédemment, les graphiques du haut décrivent les transformations du niveau acoustique en niveau numérique (prétraitement plus banque de filtres) et du niveau numérique en niveau électrique (mapping). De plus, le résultat de fusionner ces processus en une transformation unique du niveau d'entrée acoustique en un niveau de sortie électrique est décrite par l'application dans le graphique du bas. Les graphiques statiques qui illustrent les effets de chaque paramètre sont inclus dans l'annexe A (voir Supplemental Digital Content <http://links.lww.com/EANDH/A140>).

Discussion

Le réglage des IC est une procédure technique qui requiert une compréhension complète dans le traitement du son de ces systèmes. Avec la complexité de plus en plus importante de la technologie sous-jacente et étant donné que de nombreux centres d'IC offrent et programment différentes marques IC, le régleur professionnel est face à un challenge de plus en plus grand lorsqu'il essaie de prévoir pleinement l'impact des changements d'un paramètre sur le comportement de l'implant. Une façon de faire face à cette complexité de plus en plus importante est de simplifier le réglage en limitant le nombre de paramètres à ajuster et en adoptant des approximations et des considérations générales pour faire des optimisations du profil global. Il y a des indices, cependant, que de considérer la plupart des paramètres disponibles pourrait donner de meilleurs bénéfices dans certains cas, si ce n'est la plupart des cas (Vandali 2000 ; Friesen 2001 ; Zeng 2002). Afin que cela soit fait de façon instruite, le niveau de compréhension et de prédiction du comportement de ces systèmes devrait être plus important que ce qui est généralement disponible, mais certainement inférieure à ce que les ingénieurs ont besoin pour les concevoir. L'effet des changements de paramètre est expliqué dans les documents d'aide clinique, mais très souvent cette information est fragmentée, limitée à un seul paramètre à la fois et n'est pas intégrée dans

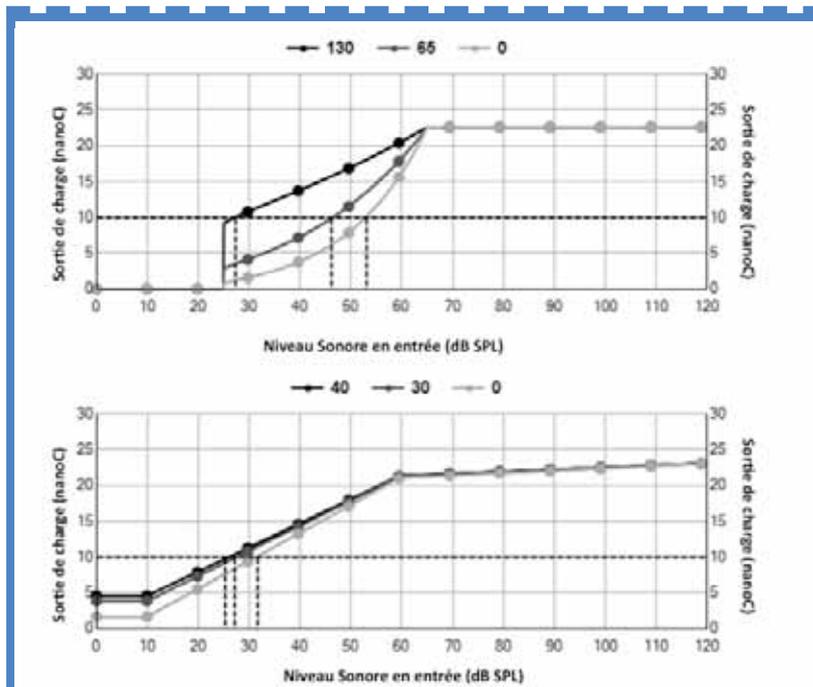


Fig. 12. Effet de la mesure de T, en assumant que 10 nC est le seuil de détection du patient. Chez Cochlear (graphique du haut) une valeur mesurée de 130 CL en utilisant une largeur d'impulsion de 50 μ sec donne un seuil audiométrique de 27 dB. Fixer les T à la moitié de cette valeur ou à 0 CL augmente le seuil audiométrique de 46 à 53 dB, respectivement. Chez Advanced Bionics (graphique du bas) le seuil audiométrique est beaucoup plus stable. Une mesure des T de 40 CU donne un seuil audiométrique de 25 dB. Fixer les T à 10% (30 CU) des M ou à 0 CU augmente le seuil audiométrique seulement de 2 ou 7 dB, respectivement. T, seuil.

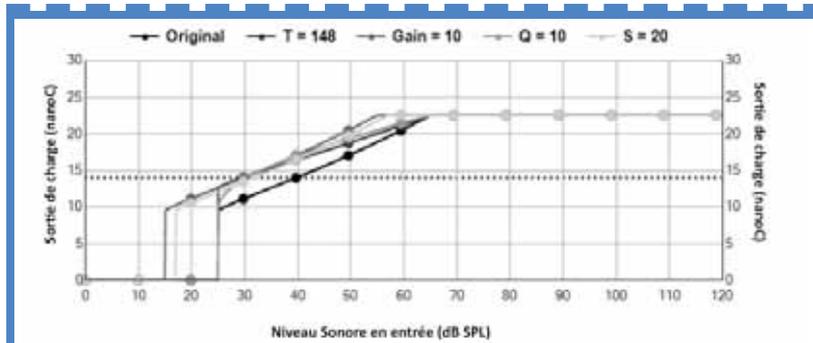
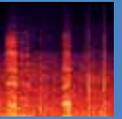


Fig. 13. Une amélioration du seuil audiométrique de 40 dB à 30 dB peut être réalisée de différentes façons. Dans le système Cochlear, en changeant le T de 132 à 148 CL, le Gain de 0 à 10 dB, le Q de 20 à 10, ou la sensibilité de 12 à 20 ; tous ont approximativement le même effet sur le seuil de détection. Toutes ces manipulations, cependant, ont des effets différents sur d'autres propriétés de la fonction de mapping. Q, croissance en sonie ; T, seuil.

le comportement entrée-sortie complet du système. De plus, chaque fabricant a sa propre façon de présenter le comportement de son système et utilise des noms brevetés pour des paramètres qui font, essentiellement, la même chose (par exemple, Input Sensitivity/Gain, IDR/IIDR/Adaptive Sound Window). Cela augmente la charge des cliniciens pour comprendre le comportement des systèmes d'IC qu'ils programment au quotidien.

Lorsque les comportements de ces différents systèmes d'IC sont synthétisés en

une représentation graphique uniforme, les caractéristiques spécifiques d'un système d'IC en particulier deviennent accessibles aux cliniciens de façon plus transparente, ce qui peut les aider dans la programmation de ces systèmes. En utilisant l'application ICCL, nous en sommes venus à certain nombre d'observations remarquables. Par exemple, il est clair que les fabricants manipulent très différemment la compression de la plage d'entrée de 90 dB en quelques dB de plage électrique. Si l'on considère les réglages



par défaut de chaque système, alors on voit que des IMRs de 40, 55, 60 et 85 dB sont choisis par Cochlear, MED-EL, AB et Neurelec, respectivement. Il se peut que Neurelec, en absence d'une fonction AGC, ait opté pour une IDR si large afin de couvrir les différentes situations d'écoute dans la vie quotidienne. Les autres marques ont des contrôles de gain automatique qui leur permettent de maximiser la résolution de l'intensité pour chaque niveau de bruit environnemental donné. Le défaut d'une telle approche peut être que la croissance de sonie dans la gamme d'intensité supérieure est limitée, ce qui introduit un phénomène connu pour être présent dans le système auditif normal.

Une autre observation intéressante est que les fonctions de mapping par défaut, pour toutes les marques, sont plus ou moins linéaires lorsque l'on considère l'amplitude d'entrée d'un canal exprimée en dB et le niveau de sortie du canal exprimé en nC. Tandis que les autres fabricants utilisent une unité clinique qui est liée linéairement à la sortie de charge, Cochlear utilise une unité clinique (CL) qui dépend de la charge (nC) exponentiellement (une augmentation d'une unité CL a pour effet d'augmenter l'amplitude du courant par approximativement 2%). Cependant, le graphique ICF montre que Cochlear utilise une fonction de mapping qui compense cet effet. Il ne code pas les dB de l'amplitude du canal en CL complètement linéairement. Dans une map typique, où Q est de 20 dB, l'ICF est légèrement courbée. Mais lorsque converti en charge (nC) la fonction devient approximativement linéaire de nouveau. Dans l'ensemble, leur mapping n'est pas très différente de celle des autres fabricants, lorsque les paramètres par défaut sont utilisés. Ainsi, les différences entre les fabricants, dans les techniques de compression de la sortie dépendent plus des limites de l'IMR et de l'utilisation de contrôles de gain automatique que des fonctions de mapping compressives.

Bien que cette information ne soit pas facilement disponible, nous supposons que les bruits du microphone, et par conséquent, les bruits de fond de tous les systèmes sont plutôt similaires. Il ne devrait pas être une surprise d'apprendre que toutes les marques utilisent des microphones similaires sur leurs processeurs IC. Le fait que tous les systèmes saturant aux alentours de 100 dB SPL (lorsque configurés pour une plage d'entrée maximum) a aussi à faire avec le fait que toutes les marques font face aux

même limitations technologiques dans la conversion analogique à numérique et dans la plage d'échantillonnage.

AB est la seule marque pour laquelle la stimulation se poursuit en dessous des seuils T par défaut. Les implants Cochlear et Neurelec cessent la stimulation lorsque l'entrée d'un canal tombe en dessous de l'IMR. MED-EL continue de stimuler aux seuils THR. Ceci implique que chez AB, d'un point de vue technique, les paramètres de l'IDR et de seuils T sont mutuellement redondants (par exemple, l'on pourrait atteindre le même effet d'ajustement de l'IDR, en ajustant les T).

Pour fixer les niveaux de T, les quatre marques utilisent deux approches distinctes : MED-EL et AB ne conseillent pas contre une fixation des THR/T à zéro ou à une fraction fixe des MCL/M ; Cochlear et Neurelec recommandent, quant à eux, de mesurer les niveaux T pour chaque patient IC. En effet, les graphiques montrent que chez Cochlear, la fixation des seuils T à zéro augmenterait le seuil d'audition dramatiquement, comme illustré en **Figure 12**. Chez MED-EL et AB, cet effet est considérablement plus faible, du fait de la nature de leur fonction de mapping.

Les graphiques peuvent être utilisés pour donner une indication sur la façon de résoudre un problème lié au réglage. Par exemple, si les seuils audiométriques sont plus élevés (moins bon) que la cible, les graphiques aident à identifier les paramètres de la MAP et la façon de les modifier pour améliorer cette mesure. Une intervention typique peut être d'augmenter le minimum de l'EDR. Chez Cochlear, par exemple, les graphiques montrent que cela est, en effet, efficace. Ce n'est, cependant, pas la seule façon d'atteindre ce but. Comme illustré dans la figure 13, les seuils audiométriques peuvent aussi être améliorés soit en augmentant la Sensibilité ou le Gain, en diminuant Q, ou en une combinaison de ces ajustements. La diminution des T-SPL, cependant, n'améliore pas vraiment l'audition.

Les mêmes manipulations peuvent être aussi utilisées pour améliorer la perception de la parole à basse intensité (<50 dB SPL). Afin d'améliorer la perception de la parole forte, lorsque par exemple, l'on observe un effet de rollover (c'est-à-dire, une diminution de l'intelligibilité de la parole at des niveaux de présentation plus élevés), on peut ajuster les paramètres liés à la compression AGC, ou diminuer les niveaux maximum EDR. Si dans le contexte

de la mesure de l'échelle de sonie, ou d'autres mesures psychoacoustiques, l'on veut améliorer les seuils de discrimination en intensité, la diminution de l'IMR afin de maximiser la résolution de mapping peut être une première approche. Dans tous les cas, tous ces ajustements n'agiront pas uniquement sur l'effet voulu mais ils induiront probablement des effets secondaires sur d'autres aspects du codage de l'intensité. Les graphiques permettront de révéler ces effets secondaires, ainsi, l'on pourra choisir l'ajustement qui est le plus efficace dans la résolution d'un problème sans pour autant compromettre d'autres prérequis importants à un réglage optimal.

Références

- Advanced Bionics, LLC. (2012). SoundWave 2.1 Help contents. Stäfa, Switzerland: Advanced Bionics, LLC.
- Cochlear, Ltd. (2012). Custom Sound 3.2 Help contents. Sydney, Australia: Cochlear, Ltd.
- Cochlear™ (2012). Clinical Guidance Document, N33595F ISS3. Sydney, Australia: Cochlear, Ltd.
- Cope, Y., & Totten, C. L. (2003). Fitting and programming the external system. In B. S. McCormick Archbols (Ed.), *Cochlear Implants for Young Children* (2nd ed.) (pp. 217–56). London, United Kingdom: Whurr.
- Friesen, L. M., Shannon, R. V., Baskent, D., et al. (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, 1150–63.
- Hochmair I., Nopp P., Jolly C., et al. (2006). MED-EL Cochlear implants: State of the art and a glimpse into the future. *Trends Ampl*, 10(4), 201–220.
- Koch, D. B., Downing, M., Osberger, M. J., et al. (2007). Using current steering to increase spectral resolution in CII and HiRes 90K users. *Ear Hear*, 28.2, 38S–41S.
- MED-EL m.b.H. (2012a). FocusOnFineHearing™ Technology document. Innsbruck, Austria: MED-EL m.b.H.
- MED-EL m.b.H. (2012b). Maestro 4.0 Help contents. Innsbruck, Austria: MED-EL m.b.H.
- Neurelec SA. (2012). Digimap 3.4 Help contents. Vallauris, France: Neurelec, SA.
- Shapiro, W. H., & Bradham, T. S. (2012). Cochlear implant programming. *Otolaryngol Clin N Am*, 56, 111–27.
- Stöbich, B., Zierhofer C. M., Hochmair, E. S. (1999). Influence of automatic gain control parameter settings on speech understanding of cochlear implant users employing the continuous interleaved sampling strategy. *Ear Hear*, 20.2, 104–116.
- Vaerenberg, B., Smits, C., De Ceulaer, G., et al. (2014). Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art. *Scientific WorldJournal*, 2014, Retrieved from <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/501738/>.
- Vandali, A. E., Whitford, L. A., Plant, K. L., et al. (2000). Speech perception as a function of electrical stimulation rate: Using the Nucleus 24 cochlear implant system. *Ear Hear*, 21.6, 608–624.
- Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., et al. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352.6332, 236–238.
- Wolfe J., & Schafer, E. C. (2010). *Programming Cochlear Implants*. San Diego, CA: Plural Publishing.
- Zeng, F-G, Grant, G., Niparko, J., et al. (2002). Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance. *J Acoust Soc Am*, 111, 377.



Veille gériatrique

Hypotension orthostatique

Arach MADJLESSI 1,2,3
Elodie LY KY-BESSON 1
Anne-Sophie DE KERGORLAY 1

1. Service de Gériatrie Aiguë
Clinique Allera-
Labrouste
Paris 15
2. Consultation Gériatrie
Centre Luxembourg-
103, Bld Saint Michel
Paris 5
3. Président Société
Française de Réflexion
Sensori - Cognitive
SOFRESC

Dans le cadre de notre veille régulière (peut-être devrions nous dormir un peu ?), nous allons continuer nos excursions en « terra geriatica ». Ces excursions se sont effectuées de manière un peu anarchique depuis le départ de notre rubrique, mais nous font découvrir des facettes insoupçonnées pour notre pratique de tous les jours.

Nous allons évoquer ici, l'hypotension « orthostatique » qui se définit simplement, comme une diminution de la pression artérielle (PA) systolique d'au moins 20 mm Hg et/ou de la PA diastolique d'au moins 10 mm Hg survenant dans les 3 minutes suivant un passage en position debout. L'hypotension orthostatique peut être symptomatique ou non.

Une autre particularité gériatrique, est qu'il faut privilégier d'abord la clinique et les éléments retrouvés lors de l'interrogatoire du patient et de son entourage, et les tests simples et utilisables à grande échelle pour rechercher les diagnostics les plus fréquents. Dans notre cas pour rechercher, l'hypotension orthostatique, il suffit d'avoir un tensiomètre et un lit (ou une table d'examen) !

L'hypotension orthostatique (hO) touche 7% de la population générale et sa prévalence augmente avec l'âge (16% des patients de plus de 65 ans), l'institutionnalisation, le traitement antihypertenseur et la polyopathie. L'hO est souvent iatrogène. L'hO symptomatique ou non est un facteur de morbi-mortalité indépendant des pathologies associées et augmente la mortalité totale et cardiovasculaire. L'hO augmente aussi le risque de chute et remet en question le maintien à domicile. Elle a des conséquences économiques et sociales importantes (coût des hospitalisations, de la prise en charge et de l'institutionnalisation). L'objectif de ces recommandations en 10 points est de rendre pratique le diagnostic et la prise en charge de l'hO¹.

Quand la rechercher ?

Il est recommandé de rechercher systématiquement une hO chez les hypertendus, les personnes âgées de plus de 65 ans, les patients prenant des médicaments antihypertenseurs, les patients diabétiques, insuffisants rénaux ou avec une maladie de Parkinson, les sujets avec troubles cognitifs, les patients dénutris, déshydratés. Par ailleurs, une hO doit être recherchée chez tous les sujets ayant une symptomatologie pouvant la faire suspecter (perte de connaissance, lipothymie, vertige, chute, fatigue, trouble visuel...).

Diagnostic positif

Le diagnostic repose sur la mesure de la pression artérielle (PA) en position couchée puis debout. Un appareil automatique de mesure de la PA est recommandé. La PA et la fréquence cardiaque sont mesurées en position couchée après une période de repos d'au moins 5 minutes à température ambiante, vessie vide. Le patient se lève, la PA et la fréquence cardiaque sont mesurées à une et trois minutes. Le diagnostic est retenu si la baisse

tensionnelle est enregistrée dans les 3 minutes. En cas de suspicion d'hO mais d'épreuve négative, il est recommandé de répéter cette recherche à des jours et/ou des horaires différents.

Etiologies les plus fréquentes (cf tableau 1)

- Eliminer une cause iatrogène : Il est recommandé de systématiquement rechercher une cause iatrogène, notamment : médicaments antihypertenseurs, psychotropes (neuroleptiques, antidépresseurs), antiparkinsoniens, vasodilatateurs (dérivés nitrés, alpha bloquants, sildénafil...), anticholinergiques, opiacés.
- Il est recommandé de systématiquement rechercher une hypovolémie ou une déshydratation (diarrhée, vomissements, exposition à la chaleur, fièvre, régime désodé, anémie, dénutrition, insuffisance veineuse...). L'hypovolémie peut être suspectée devant l'accélération de plus de 20 bpm de la fréquence cardiaque en position debout.
- Rechercher une hO neurogène ; Une hO d'origine neurogène liée à un dysfonctionnement du système

Médicamenteuses : Antihypertenseurs Psychotropes (neuroleptiques, antidépresseurs) Vasodilatateurs (dérivés nitrés, alpha-bloquants, sildénafil...) Antiparkinsoniens Anticholinergiques Opiacés Médicaments du SNA (dérives atropiniques ou sympatholytiques cachés : gouttes ophtalmologiques) Cytotoxiques (vincristine, ...)

Hypovolémie : Déshydratation (cause médicamenteuse ou autre) Régime désodé Dénutrition Anémie Insuffisance minérale-corticoïde Insuffisance veineuse

Maladie de Parkinson et syndromes parkinsoniens : Démence à corps de Lewy AMS (atrophie multisystématisée, ex syndrome de Shy-Drager)

Dysautonomie progressive isolée Dysautonomies familiales...

Diabète et autres causes plus rares

Tableau 1 : Principales étiologies des hypotensions orthostatiques

De quoi s'agit-il ?

Recommandations de prise en charge



nervex autonome, appelée aussi dysautonomie, doit être suspectée devant les éléments suivants : syndrome extrapyramidal, anomalies de la glycémie, troubles du transit, anomalie de la sudation, dysfonction érectile, troubles mictionnels, troubles de la vue (photophobie, déficit d'accommodation, ptosis), syndrome sec. L'hO neurogène est habituellement associée à une absence d'augmentation de la fréquence cardiaque à l'orthostatisme. Le dépistage d'une dysautonomie peut nécessiter la réalisation d'une mesure ambulatoire de la pression artérielle sur 24 heures (à la recherche de PA basses au lever et au décours des repas, d'une absence de baisse nocturne de la PA ou d'une HTA de décubitus, d'une variabilité tensionnelle exagérée).

Prise en charge de l'hypotension orthostatique

Non pharmacologique

- En cas d'hO, il est recommandé de débiter la prise en charge par des mesures non pharmacologiques :

- Conseils hygiéno-diététiques : hydratation suffisante, régime sodé adapté à l'état cardiovasculaire, évitement des stations debout prolongées immobiles ou des ambiances trop chaudes, inclinaison du lit de 10° tête en haut, miction et douche en position assise, activité physique (même modérée comme la marche quotidienne), évitement de l'alcool. La contention des membres inférieurs pendant la journée : (chaussette ou bas, au moins classe 2) et/ou abdominale (ceinture abdominale).
- D'autres mesures peuvent être proposées selon les cas : prise d'environ 400 ml d'eau avant le repas (en cas hypotension

post prandiale), manœuvres de secours en cas d'hO neurogène. L'éducation du patient est indispensable : identification des symptômes associés à l'hO, décomposition du lever, interruption immédiate de l'orthostatisme en cas de symptômes.

Révision du traitement

En cas d'hO secondaire, la prise en charge repose sur l'éviction ou le traitement de la cause :

- En cas d'origine médicamenteuse, il est recommandé de réviser le traitement avec selon les cas : un arrêt, un changement de classe, un changement de dose ou d'horaire.
- En cas d'origine non médicamenteuse, il est recommandé de corriger l'hypovolémie ou la déshydratation.
- En cas d'hypertension nocturne, le recours à un antihypertenseur de courte durée d'action (et non la forme à libération prolongée) est proposé afin de couvrir la période nocturne.

Pharmacologique ¹¹

Il est recommandé de recourir à un traitement pharmacologique uniquement pour les hO symptomatiques d'origine neurogène. Une évaluation préalable de la balance bénéfique / risque est nécessaire. L'objectif est la diminution de l'intensité/fréquence des symptômes posturaux associés à la réduction de la chute tensionnelle lors du lever.

Deux molécules sont principalement utilisées : la midodrine (avec AMM) et la fludrocortisone (hors AMM). L'instauration du traitement doit

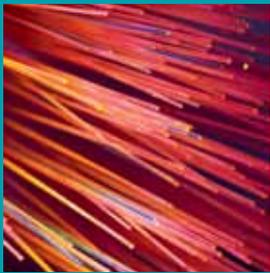
être progressive sous surveillance tensionnelle (éventuellement auto-mesure) afin de dépister une hypertension sévère.

La posologie nécessaire est individuelle et peut être très importante dans certains cas : - Une répartition des prises de midodrine dans la journée est nécessaire. (2 à 3 prises et parfois plus, sans prise dans les 2 à 3 heures précédant le coucher).

Le traitement par fludrocortisone se fait sous surveillance de la pression artérielle, du poids, de la kaliémie, de la natrémie. Son utilisation doit être prudente chez les patients à risque cardiovasculaire, en particulier chez le patient âgé (risque d'hypokaliémie, d'œdèmes, et de décompensation cardiaque). Le traitement ne doit jamais être interrompu brutalement en raison du risque d'insuffisance surrénalienne aiguë (en raison d'un faible effet glucocorticoïde à forte dose). - L'heptaminol et la yohimbine ont une balance bénéfique / risque défavorable et ne sont pas recommandés.

L'hypotension orthostatique est un phénomène fréquent qui peut être symptomatique ou non, peut occasionner des vertiges, des malaises, ... et entraîner des chutes qui peuvent faire entrer le patient fragiles dans le cercle vicieux des complications liées à la chute. Il est par conséquent important de rechercher systématiquement de problème, surtout s'il existe des facteurs favorisants : prise de certains médicaments, une déshydratation, certaines maladies (diabète, parkinson...). Une fois dépistée la prise en charge est simple : réadaptation des traitements, réhydratation, conseils hygiéno-diététiques et parfois prescription de bas de contention ou de certains traitements médicamenteux.

1. PRISE EN CHARGE DE L'HYPOTENSION ORTHOSTATIQUE Consensus d'experts de la Société Française d'Hypertension Artérielle* (SFHTA) Société Française de Gériatrie et Gérontologie (SFGG) European Federation of Autonomic Societies (EFAS) : Décembre 2014



Veille Technique

Les innovations des industriels

— Siemens

binax, au-delà des performances naturelles

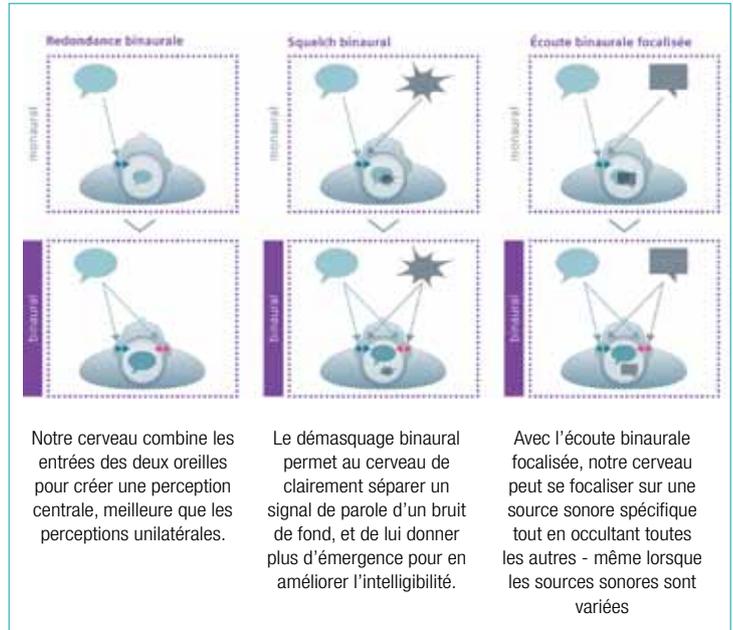
Pour élever les standards de la correction auditive (Soundability) à des niveaux jamais atteints, nous nous inspirons constamment du système auditif. L'audition binaurale accroît l'intensité, améliore l'intelligibilité et offre une qualité sonore supérieure et plus riche.

Deux aides auditives bien adaptées sont la première étape vers la restauration de l'audition binaurale. Mais dans les situations d'écoute difficiles, ce n'est pas suffisant. binax™, la nouvelle génération BestSound™ Technology, reproduit les caractéristiques de l'audition binaurale et redonne ses avantages à l'utilisateur. Cette nouvelle technologie est si puissante que pour la première fois, les utilisateurs peuvent comprendre la parole dans les environnements complexes mieux qu'un normo-entendant.*

Les caractéristiques et avantages de l'audition binaurale naturelle

Pour localiser les sources sonores, maintenir l'orientation dans l'espace, et mieux comprendre la parole, notre cerveau utilise les informations en provenance des deux oreilles.

Ceci est particulièrement utile dans les situations d'écoute difficiles et bruyantes telles que les fêtes et les restaurants. Parmi les processus importants lors de cette écoute stéréo, on retrouve : la redondance binaurale, le squelch binaural (ou démasquage binaural) et l'écoute binaurale focalisée.



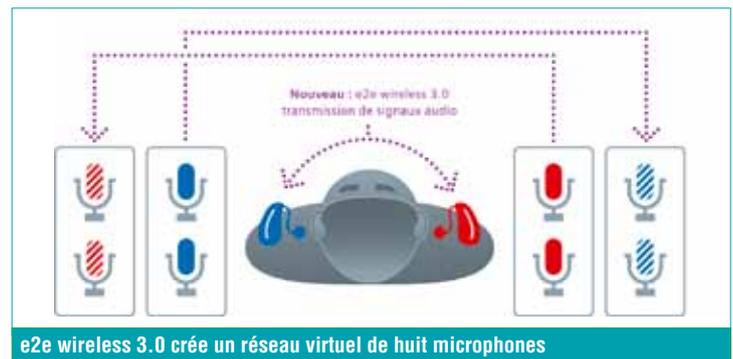
Résolution Sonore Haute Définition (HDSR) pour une expérience auditive inédite

Afin de recréer cette écoute binaurale naturelle, nous devons d'abord lier les deux aides auditives, tout comme le cerveau utilise les informations des deux oreilles. S'appuyant sur la technologie e2e originale, qui a remporté le German Future Award en 2012, e2e wireless™ 3.0 permet l'échange de signaux audio entre deux appareils. En conséquence, non seulement les aides auditives utilisent l'information récoltée par leurs deux microphones, mais aussi les signaux acoustiques

des deux microphones de l'autre aide auditive. De cette façon, chaque aide auditive fonctionne avec les entrées des quatre microphones. Donc ensemble comme une paire bilatérale, ces aides auditives créent un réseau virtuel de huit microphones.

binax : au-delà des performances naturelles avec une consommation minimale

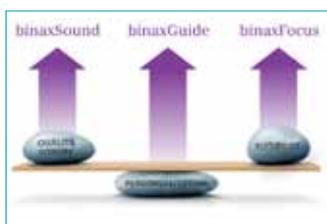
Ce réseau virtuel de huit microphones, appelé "Résolution Sonore Haute Définition" ou HDSR, procure une sensibilité supérieure à l'envi-





ronnement acoustique. L'HDSR est le socle des caractéristiques de binax qui offre une écoute binaurale remarquable. L'efficacité de l'HDSR est cliniquement prouvée, les aides auditives binax permettent au patient d'entendre mieux* que les normo-entendants du même âge, même dans des situations sonores complexes telles qu'une situation de type cocktail party. Qui plus est, cette extraordinaire technologie auditive est incroyablement peu énergivore. Bien qu'offrant une qualité HDSR, la technologie e2e wireless 3.0 consomme seulement 1,6 mA avec toutes les caractéristiques binaurales activées. En conséquence, toutes les caractéristiques de binax – binaxFocus, binaxSound et binaxGuide – peuvent être activées automatiquement et aussi souvent que nécessaire pour offrir une excellente écoute binaurale, sans jamais compromettre la durée de vie de la pile.

La combinaison de l'HDSR et d'une faible consommation permet trois caractéristiques clés de binax : binaxFocus, binaxSound et binaxGuide. Ensemble, ces caractéristiques créent le parfait équilibre entre la qualité sonore et l'audibilité pour chaque patient, élevant ainsi le niveau de Soundability.



Caractéristiques binax avancées pour un nouveau niveau de Soundability

binaxFocus

Découvrir une nouvelle approche de la focalisation

Super Focus

Le Super Focus de binaxFocus se focalise automatiquement sur l'interlocuteur situé en face du patient. Il rétrécit le faisceau de la directivité microphonique et aide l'utilisateur à mieux comprendre la parole dans le bruit.

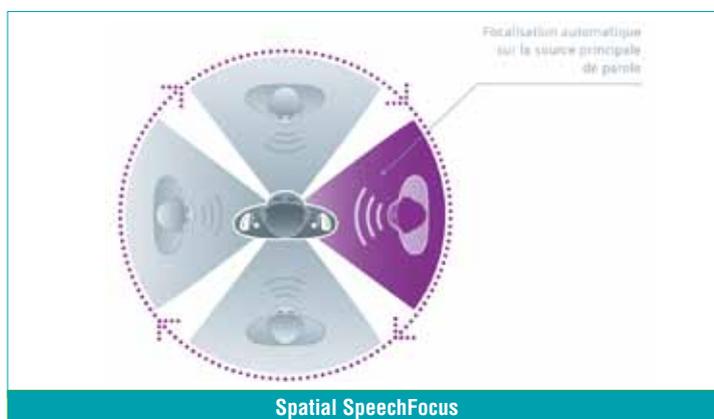
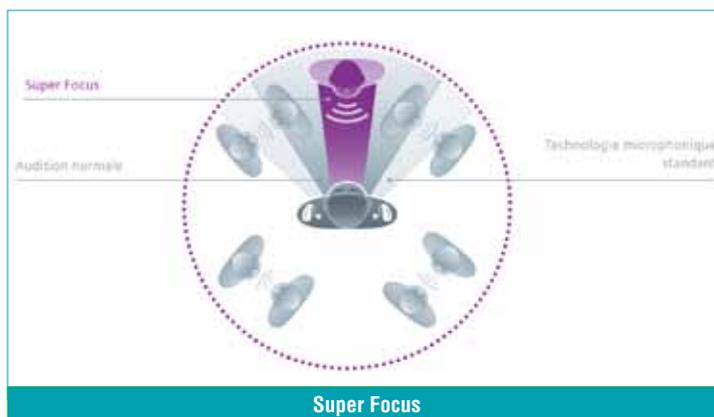
De fait, il est cliniquement prouvé que le Super Focus est si efficace qu'il permet au patient dans des

situations de type cocktail party d'entendre même mieux que les normo-entendants du même âge.*

Spatial SpeechFocus

Le Spatial SpeechFocus se focalise automatiquement sur la source principale de parole - qu'elle provienne de l'avant, de l'arrière et maintenant des côtés – tout en atténuant le bruit venant des autres directions.

Il est automatiquement activé dès qu'une situation voiture est détectée.



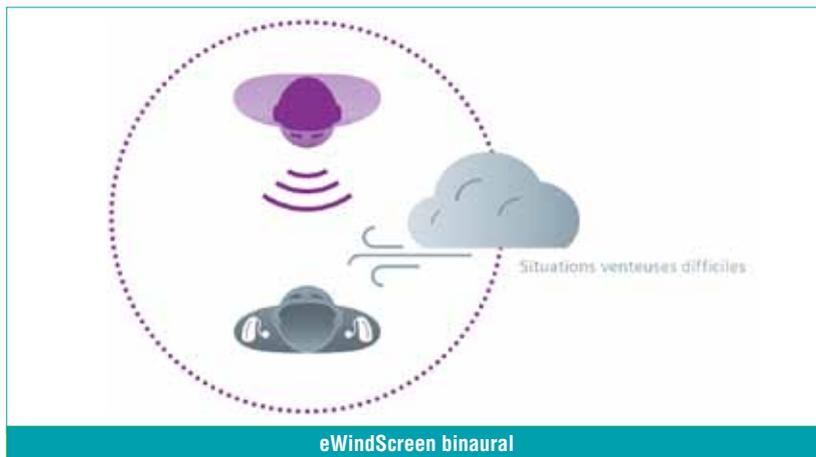


binaxSound

Découvrir une nouvelle dimension de la qualité sonore

eWindScreen binaural

binaxSound contrôle continuellement les deux aides auditives et utilise de façon stratégique l'eWindScreen™ binaural quand le vent est détecté pour transmettre les signaux audio du côté ayant la meilleure qualité sonore à l'autre côté exposé au vent. Même en situation de grand vent, eWindScreen binaural préserve un excellent confort d'écoute. Et grâce à l'HDSR, la perception spatiale naturelle est maintenue.



binaxGuide

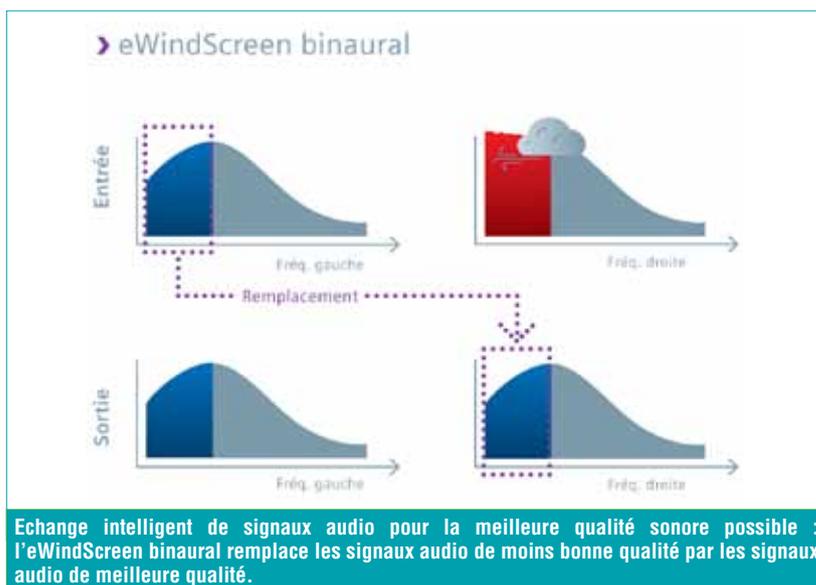
Découvrir une nouvelle dimension dans la personnalisation de la sonorité

Spatial Configurator : Focus

En plus des fonctions automatiques qui s'adaptent aux environnements acoustiques changeants, le Spatial Configurator autorise l'utilisateur à contrôler ce qu'il veut entendre et comment il souhaite l'entendre. L'utilisateur peut ajuster individuellement la largeur du faisceau directionnel microphonique, et décider d'entendre plus ou moins son environnement.

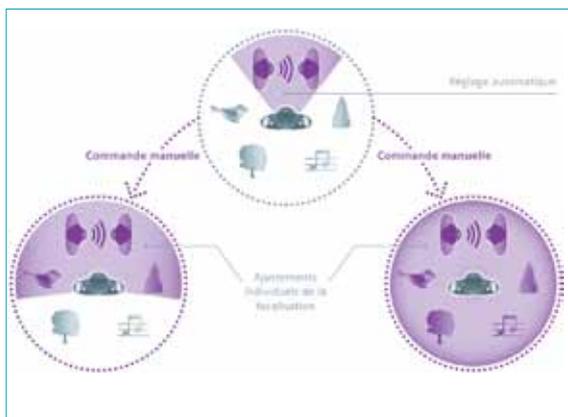
Spatial Configurator : Direction

Le Spatial Configurator offre aussi au malentendant la possibilité d'indiquer dans quelle direction les microphones doivent se focaliser : vers l'avant, l'arrière et même sur les côtés.

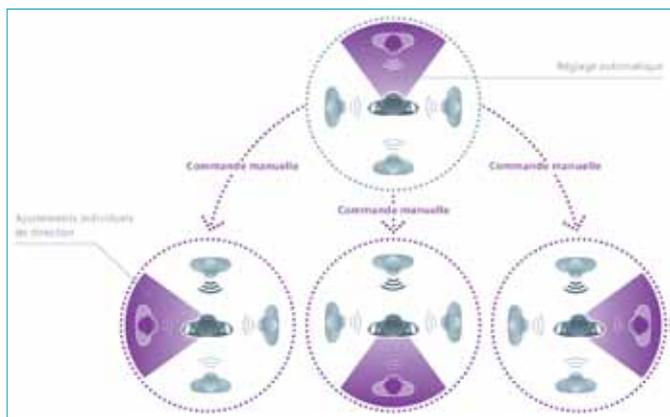


* Deux études cliniques ont montré que binax offrait une qualité d'audition supérieure à la normale dans certains environnements complexes (University of Northern Colorado, 2014 ; Oldenburg Hörzentrum, 2013). Par rapport aux personnes normo-entendantes, les

personnes souffrant d'une perte auditive légère à modérée et portant les aides auditives Carat binax™ ou Pure binax™ équipées de la technologie Super Focus, ont vu leur seuil d'intelligibilité (SRT) gagner jusqu'à 2,9 dB en milieu sonore complexe.



Spatial Configurator : Focus



Spatial Configurator : Direction



MED EL

Le nouveau Vibrant Soundbridge : établir de nouveaux standards en matière de technologie et de design



MED-EL présente la nouvelle génération de l'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge

Un système d'implant d'oreille moyenne actif pour les pertes auditives de transmission, mixtes ou neurosensorielles. Le Vibrant Soundbridge est désormais approuvé pour les examens par IRM à 1.5 Tesla. Le nouvel audio processeur Samba* offre un design moderne tout en établissant de nouveaux standards en matière de traitement du signal. L'implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge est commercialisé dans tous les pays qui reconnaissent le marquage CE.

Plus de possibilités - plus de flexibilité

Le transducteur à masse flottante (Floating Mass Transducer - FMT) constitue le cœur de l'implant Vibrant Soundbridge. Il convertit en vibrations mécaniques les signaux envoyés par l'audio processeur et les transmet directement vers les structures adéquates de l'oreille moyenne. Grâce au nouvel implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge, le FMT peut désormais être positionné à l'aide de nouveaux coupleurs de vibroplasty. En fonction du type de perte auditive, le Vibrant Soundbridge peut se fixer plus facilement sur les différentes structures mobiles de l'oreille moyenne en s'adaptant aux spécificités anatomiques individuelles. Le design optimisé de l'implant permet une manipulation plus simple et offre une flexibilité accrue lors de la chirurgie.

Compatibilité conditionnelle avec l'IRM à 1.5 Tesla

Avec le nouvel implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge, les utilisateurs peuvent passer un examen IRM à 1.5 Tesla. Ce dispositif offre aux utilisateurs un confort sensiblement plus élevé et la possibilité de bénéficier d'examens d'imagerie lors de prochains bilans médicaux. Cet aspect est particulièrement important pour les jeunes utilisateurs de l'implant.

Un design primé couplé à une technologie auditive sophistiquée

L'audio processeur Samba a reçu le Prix Red Dot pour son design qui propose aux patients des perspectives complètement nouvelles grâce à la richesse de sa gamme de couleurs et de couvercles interchangeables. Le petit processeur regorge de technologie auditive sophistiquée et peut se connecter à des dispositifs externes via le Bluetooth grâce à une plateforme de communication sans fil. Cela permet à l'audio processeur Samba de se connecter aux smartphones, aux récepteurs FM et aux autres appareils d'aide à l'écoute**. Par ailleurs, le processeur s'adapte aux différents environnements sonores et mémorise automatiquement les réglages optimaux de l'utilisateur. Les divers couvercles interchangeables permettent de personnaliser le Samba pour en faire un accessoire individuel.

Avec le nouveau système Vibrant Soundbridge, les utilisateurs bénéficient de vingt années d'expérience dans le domaine des implants d'oreille moyenne.

« En améliorant toujours plus le système Vibrant Soundbridge, nous sommes en mesure d'offrir aux utilisateurs de nos implants davantage de sécurité et un niveau de qualité de vie supérieur. De plus, l'implant bénéficie désormais de la compatibilité conditionnelle avec l'IRM à 1.5 Tesla. Les différentes options de couplage font du nouvel implant une solution réellement innovante. Les chirurgiens et les patients bénéficient à part égale de la fiabilité de ce système », assure le Dr Ingeborg Hochmair, PDG de MED-EL.

* L'audio processeur Samba est en attente d'approbation réglementaire

** Des options de connectivité sont possibles avec un dispositif Siemens miniTEKTM disponible séparément

VIBRANT MED-EL Hearing Technology
400 Av Roumanille - Bât. 6 - CS 70062
06902 Sophia Antipolis Cedex
Tel +33 (0)4 83 88 06 00
Fax +33 (0)4 83 88 06 01
Email : office@fr.medel.com



Phonak



Gamme de communication sans fil Phonak

Optimisez les performances des aides auditives

Les accessoires de la Gamme de Communication Sans fil Phonak offrent des avantages indéniables dans les situations auditives

complexes et une compréhension de la parole incomparable dans le bruit et à distance. Avec les derniers produits, tout devient plus confortable : passer et recevoir des appels téléphoniques à la maison ou sur un téléphone mobile, regarder la télévision, écouter de la musique, visionner des vidéos sur un ordinateur portable ou une tablette. Les accessoires sans fil sont simples à utiliser et à présenter, un bon moyen de prouver leurs avantages à vos patients et de les impressionner. Les nouveaux accessoires sans fil sont compatibles avec la nouvelle plateforme Phonak Venture.

Phonak EasyCall II La solution pour téléphone mobile



De quoi s'agit-il ?

Le Phonak EasyCall II est un accessoire sans fil unique qui connecte n'importe quel téléphone mobile ou smartphone compatible Bluetooth, quelle que soit la marque, aux aides auditives Phonak Venture. Une fois le téléphone décroché, il diffuse automatiquement et sans fil l'appel aux deux aides auditives Phonak Venture en offrant une qualité sonore exceptionnelle et une compréhension optimale. Pour les aides auditives Quest et Spice, un EasyCall est également disponible.

Quels sont les avantages ?

Avec EasyCall II, les patients bénéficient d'une intelligibilité de la parole sur leur téléphone mobile en appuyant simplement sur un bouton.

EasyCall II fonctionne avec tous les téléphones compatibles kit main libre Bluetooth, même avec les téléphones n'offrant pas les fonctionnalités d'un smartphone.

Utilisation

EasyCall II est simple à utiliser. Il est prêt à l'emploi et ne nécessite aucun réglage des aides auditives particulier. Une fois connecté au téléphone, il est toujours prêt. Le couplage au téléphone s'effectue une seule fois. Mettez en marche EasyCall II ; il passe instantanément en mode de couplage. Dans les réglages Bluetooth du téléphone, sélectionnez et connectez EasyCall II. Il ne reste plus qu'à appuyer sur le bouton EasyCall II pour répondre et passer un appel.

Pour les produits compatibles des plateformes Spice et Quest, une version EasyCall existe.

Phonak ComPilot Air II



De quoi s'agit-il ?

Le Phonak ComPilot Air II est l'accessoire à clip de diffusion et de télécommande pratique des aides auditives Phonak Venture. Il peut recevoir des données vocales et de la musique depuis toutes les sources audio Bluetooth (téléphones mobiles, lecteurs MP3, accessoires de diffusion TV, tablettes, systèmes de navigation, etc.) et diffuse ces sons sans fil aux deux aides auditives en stéréo pour faciliter la compréhension et améliorer le confort. Avec sa nouvelle antenne intégrée, le ComPilot Air II est plus compact que le ComPilot II, sans pour cela compromettre la stabilité de la diffusion. ComPilot Air II est idéal pour les patients qui ne nécessitent pas plus de 4 heures de diffusion en continu. Pour les périodes de diffusion plus longues, jusqu'à 24 heures, le ComPilot II est la solution idéale.

Quels sont les avantages ?

Les patients peuvent réellement optimiser les performances des aides auditives avec ComPilot Air II. La compréhension vocale est claire avec les téléphones mobiles.

Il permet également de bénéficier d'une

excellente qualité sonore stéréo en regardant la télévision (avec TVLink II) ou en écoutant de la musique. Le ComPilot Air II se clipse simplement sur une chemise, un cordon autour du cou n'est plus nécessaire.

Comment l'utiliser ?

ComPilot Air II est prêt à l'emploi et diffuse immédiatement les sons. Pour l'utiliser comme télécommande, il doit être configuré avec Phonak Target 4.0 (ou version plus récente). Avec seulement 3 boutons (Touche principale, Volume plus fort et Volume plus faible), le ComPilot Air II est simple à utiliser aussi bien pour la diffusion que comme télécommande. Pour les patients qui souhaitent bénéficier de plus de fonctionnalités, telles que l'utilisation d'un câble d'entrée audio ou l'accès à Roger/FM, ComPilot II constitue la solution idéale.

Les réglages ComPilot Air II, notamment les messages vocaux et les fonctions Bluetooth, peuvent être définis via l'application Phonak RemoteControl App.

La démo audio intégrée permet de présenter extrêmement aisément et immédiatement le ComPilot Air II dans votre centre. Clipsez-le simplement au vêtement du patient, appuyez sur la touche principale et maintenez-la enfoncée pendant la mise en marche (mode démo). Le patient constate immédiatement les avantages du ComPilot Air II.

Phonak ComPilot II



De quoi s'agit-il ?

Le Phonak ComPilot II est l'accessoire de diffusion et de télécommande tout en un pour les aides auditives Phonak Venture. Il peut recevoir des données vocales et de la musique de toutes les sources audio Bluetooth (téléphones mobiles, lecteurs MP3, accessoires de diffusion TV, tablettes, systèmes de navigation, etc.) et diffuse ces sons sans fil vers les deux aides auditives en qualité sonore stéréo pour faciliter la compréhension et améliorer le confort. Il peut être également connecté à un récepteur Roger/FM ou une entrée audio de 3,5 mm.



La nouveauté du ComPilot II est qu'il peut prendre en charge simultanément deux sources audio plus un TVLink II ou un RemoteMic. L'autonomie de diffusion est également passée à 20 heures. Ainsi, les patients profitent d'une longue autonomie de diffusion pour regarder des films ou des vidéos en toute tranquillité, sans stress.

Quels sont les avantages ?

Avec le ComPilot II, les patients peuvent optimiser les performances des aides auditives. Les micro-phones directionnels du ComPilot II capte la voix de façon claire, même lors de communications téléphoniques en situations bruyantes. La qualité sonore de sa fonction stéréo permet de regarder la télévision et d'écouter de la musique dans d'excellentes conditions. L'autonomie est de 20 heures.

Comment l'utiliser ?

ComPilot II est prêt à l'emploi ou peut être personnalisé en fonction des préférences du patient en le connectant au logiciel d'appareillage Phonak Target 4.0 (ou version plus récente).

Pour améliorer la facilité d'utilisation par le patient, les réglages ComPilot II, notamment les messages vocaux et les fonctions Bluetooth, peuvent être définis via l'application gratuite Phonak RemoteControl App. La démo audio intégrée permet de présenter aisément et immédiatement le ComPilot II dans votre centre. Placez simplement le collier inductif autour du cou du patient, appuyez sur la touche principale et maintenez-la enfoncée pendant la mise en marche. Le patient perçoit immédiatement les avantages du ComPilot II.

Phonak TVLink II



De quoi s'agit-il ?

La station de base Phonak TVLink II est une base émettrice bluetooth qui transfère les signaux audio (d'un téléviseur ou d'un système de divertissement) sans fil vers un accessoire de diffusion compatible (ComPilot, ComPilot II ou ComPilot Air II) en qualité sonore stéréo. Afin de pouvoir connecter une large gamme de téléviseurs et d'équipements audio, le

TVLink II offre non seulement des entrées analogiques classiques, mais également des entrées numériques (Toslink optique et SPDIF coaxial).

Quels sont les avantages ?

Combiné à un accessoire de diffusion, le TVLink II transforme les aides auditives Phonak en oreillettes stéréo sans fil en offrant une clarté de parole et une qualité musicale remarquable, le téléviseur pouvant fonctionner avec des niveaux de volumes normaux. Contrairement aux autres solutions d'oreillettes, les patients ne sont pas isolés des autres sons ambiants, car les microphones des aides auditives restent actifs.

Comment l'utiliser ?

Pour l'appairage, le patient appuie simplement sur la touche de couplage dédiée pour connecter le TVLink II à un accessoire de diffusion Phonak. Une fois le couplage terminé et les branchements effectués, la diffusion commence automatiquement dès que le TVLink II, l'accessoire de diffusion et la source audio sont en marche.

Phonak RemoteControl App



De quoi s'agit-il ?

L'application Phonak RemoteControl transforme n'importe quel smartphone (Android et iOS) en télécommande. Elle permet aux patients dotés d'aides auditives Phonak Venture d'étendre le contrôle et d'améliorer la flexibilité par le biais de leur smartphone.

Quels sont les avantages ?

La RemoteControl App offre une multitude de fonctionnalités que les patients peuvent contrôler. Par exemple, ils peuvent contrôler de manière indépendante le volume de l'aide auditive gauche ou droite ou bien modifier la langue des alertes vocales. Ils peuvent également contrôler les sources Bluetooth externes qu'ils veulent écouter. D'autre part, ils peuvent sélectionner directement leurs programmes auditifs ou modifier la direction du ZoomControl (avant, arrière, gauche, droite) pour choisir, entre autres, la direction de leur audition.

Comment l'utiliser ?

L'application RemoteControl nécessite un accès-soire de diffusion Phonak ComPilot II ou ComPilot Air II comme interface avec les aides auditives Venture. Alors que l'accessoire de diffusion peut être utilisé directement pour les ajustements de volume et de programme simples, l'application RemoteControl étend les options de contrôle.

L'application RemoteControl peut être téléchargée depuis l'Apple App Store ou Google Play. Une fois installée, l'assistant d'appairage clair facilite la connexion de l'application à l'accessoire de diffusion. Un mode de démonstration est également disponible pour aider les patients dans les premiers pas. Des appareils dotés d'Apple iOS 7 ou version plus récente et d'Android 4.0 ou version plus récente sont nécessaires.

Roger EasyPen



Le Roger EasyPen est un nouveau produit incroyable pour les patients qui recherchent une extrême simplicité avec l'intégralité des performances du système Roger Pen, mais n'ont pas besoin de la fonctionnalité Bluetooth ni du contrôle manuel du microphone. Doté de performances haut de gamme de la parole dans le bruit et à distance, le Roger EasyPen est la solution intelligente pour surmonter les situations auditives difficiles. Roger EasyPen vient compléter la gamme des émetteurs Roger pour adultes et adolescents (Roger Pen, Roger EasyPen et Roger Clip-on-mic).

Conclusion

Les accessoires de la Gamme de Communication Sans fil Phonak offrent des avantages indéniables dans les situations auditives complexes et une intelligibilité vocale incomparable dans le bruit et à distance. Avec les derniers produits, tout devient plus confortable et plus pratique.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr
rubrique produits :

- Fast facts Phonak TVLink II (2014)
- Fast facts Phonak EasyCall II (2014)
- Fast facts Phonak ComPilot Air II (2014)
- Fast facts Phonak ComPilot II (2014)



Actualités

du monde de l'audiologie

Recommandations du BIAP

Recommandation BIAP 06/12: Embouts chez les nouveau-nés et les jeunes enfants

Pour des raisons anatomiques et physiologiques de l'oreille, la prise d'empreinte et la fabrication d'embouts chez les nouveaux nés et les jeunes enfants sont délicates à réaliser. Elles se différencient fortement de la procédure appliquée chez les adultes.

1. La prise d'empreinte

Il faut tenir compte de la souplesse du cartilage de l'oreille et de sa résistance à la pression. L'embout doit exercer le moins de pression possible sur les tissus de l'oreille externe et du conduit auditif afin d'éviter la dilatation exagérée du conduit auditif externe.

Il faut aussi tenir compte du fait que les mouvements de la mâchoire inférieure lors de l'allaitement, la succion, le babillage...modifient le conduit auditif externe dans sa portion cartilagineuse.

La croissance du nouveau-né impose le remplacement fréquent de l'embout (au début, parfois quelques semaines).

2. Les caractéristiques acoustiques de l'embout

Les nouveau-nés ont un conduit auditif plus court, très étroit et qui se modifie rapidement. Cela limite les possibilités acoustiques (ventilation, gain, Libby Horn,...) et influence la cavité résiduelle. Celle-ci est beaucoup plus petite que chez l'adulte, cela se traduit notamment par une pression sonore plus importante devant le tympan. Lors d'un appareillage puissant, l'étanchéité de l'embout est encore plus difficile à obtenir que chez l'adulte.

L'effet Larsen est notamment favorisé par le rapprochement du micro et de l'écouteur. La dimension réduite de la conque et les positions spécifiques au nouveau né (couché dans le lit, souvent dans les bras ainsi que le port de bonnet et autres) contribuent à cet effet.

APPLICATIONS

1- Prise d'empreinte

- Inspection de toute l'oreille - Otoscope et ses accessoires adéquats
- Prise d'empreinte avec un matériel à consistance et viscosité souple
- Pistolet d'empreinte avec des canules adaptées aux dimensions du conduit auditif
- Lors de la prise d'empreinte être vigilant quant à la protection du tympan (coton)
- En opposition, par rapport à d'autres recommandations, ne pas placer un appareil auditif derrière le pavillon. Ceci favoriserait plus tard la création d'un vide entre l'embout et la conque de l'oreille à cause du pavillon manquant encore de rigidité.

2- Exigences à remplir pour le matériel de fabrication des embouts

- Dépendant de l'âge (voir annexe)
- Matériel hypoallergique (voir annexe)
- N'utiliser en aucun cas un système de polymérisation à froid (voir annexe)
- embout souple (voir annexe)

3- Formes et couleurs de l'embout

Adaptées à l'enfant

4- Exigences acoustiques et raccordement

Le choix et l'ajustement de l'embout et du tube acoustique doivent être parfaitement adaptés à l'anatomie de l'oreille de l'enfant.

- a. L'embout doit comprendre le 2ème coude et la sortie acoustique doit être centrée et dirigée vers le tympan
- b. Il faut veiller à ne pas modifier la forme de l'embout souple avec le tube acoustique, spécialement la partie introduite dans le conduit auditif
- c. La partie extérieure du tube doit être adaptée à l'anatomie de l'enfant

5- Contrôle de la qualité

- Il est recommandé de communiquer avec les laboratoires chargés de fabriquer les embouts. Ceux-ci doivent avoir des techniciens compétents pour la fabrication des embouts pour bébés et petits enfants
- Chaque embout doit être contrôlé avant la visite de délivrance par un spécialiste de l'appareillage auditif pédiatrique. Seul un embout remplissant les conditions optimum doit être utilisé.
- Adapter un embout est un acte qui doit être effectué par un audioprothésiste compétent en appareillage auditif pédiatrique.
- En cas d'effet Larsen, lors de la délivrance de l'embout ou constaté par les parents de l'enfant, il est utile de procéder à des mesures d'étanchéité de l'embout avec la mesure feedback intégrée dans les appareils auditifs ou avec des appareils spéciaux (utilisés entre autre dans le contrôle de l'efficacité des protections anti-bruits). On peut de la sorte déterminer



la limite physique de l'étanchéité de l'embout. Si nécessaire, il faut remplacer l'embout.

6- Suivi et nouvel appareillage

- Compte tenu de la croissance de l'enfant, il faut contrôler régulièrement l'adaptation, la forme et la qualité de l'embout.
- Mesures du RECD (très importante) dans l'action du réglage fin

7- Utilisation et soins

- Un apprentissage théorique et pratique des parents est nécessaire pour la mise en place, la gestion, la vérification et l'entretien de l'embout et de l'appareil.
- Remettre un set de produits nécessaires à l'entretien : poire, bombe à air, spray, pastilles asséchantes et de nettoyage, crème, stétoclip avec ou sans filtre, etc.
- Former également le personnel pédagogique (puéricultrice, enseignants, etc.)

8- Embouts spéciaux

- Embouts pour le processeur de l'implant cochléaire
- Berceau pour un maintien stable de l'appareil contour

Bibliographie

- Berkey, (1995). Guns Putty and Powder or The Audiologists Guide to Impression Material. *The Hearing Journal*. Vol.6, n°2.
- BSA Education Committee October 2004. British Society of Audiology Guidelines on Minimum Training Standards for Otoscopy and Impression Taking.
- College of Audiologists and Speech-Language Pathologists of Ontario (March 2005). Preferred Practice Guideline for Ear Impressions.
- Dillon, H. (2001). *Hearing Aid Earmolds, Earshells, and Coupling Systems in Hearing Aids*. New York : Thieme.
- Pirzanski, C. (1997). Critical Factors In Taking an Anatomically Accurate Impression. *The Hearing Journal*. Vol. 50, n° 10.
- Pirzanski, C. (2000). Selecting material for impression taking : The case for standard

viscosity silicones. *The Hearing Journal*. Vol. 53, n° 10.

Cette recommandation a été réalisée avec une collaboration multidisciplinaire :

Président de la commission : Thierry RENGLET

Membres de la commission : A. Sanchez (Espagne), A. Enderle-Ammour (Allemagne), E. Bizaguet (France), A. Bohnert (Allemagne), C. Dagain (France), L. Demanez (Belgique), B. Dierge (Belgique), M. Drach (Allemagne), Ph. Estoppey, F. Fagnoul (Belgique), G. Schram, A. Kerouedan (France), H. Krause (Allemagne), F. Kuphal (Allemagne), G. Madeira (Belgique), C. Renard (France), Cl. Vander Heyden (Belgique), P. Verheyden (Belgique), Th. Wiesner (Allemagne), F. Zajicek (Autriche)

Athènes, le 1er mai 2011

Recommandation BIAP 07/3 : L'implant cochléaire chez l'adolescent présentant une surdité profonde préverbale

L'âge ne constitue pas un critère d'exclusion pour une candidature à l'implant mais il s'agit d'un facteur important pour son efficacité future.

Pour des sujets présentant une surdité profonde préverbale, l'adolescence se situe en principe en dehors de la période offrant les meilleurs résultats.

C'est un processus qui demandera des efforts d'adaptation et d'apprentissage auxquels s'ajoutent les caractéristiques psychosociales propres à l'adolescence et dont il faudra tenir compte.

Attaché à un passé dont il veut et doit se détacher, avide d'un avenir qu'il appréhende, l'adolescent vit dans un état d'insécurité et de dispersion.

Il est en train de quitter sa personnalité d'enfant, séparation indispen-

sable à la construction de sa personnalité de futur adulte.

À l'adolescence, l'incursion du milieu extérieur (parents, adultes professionnels ou non,...) est ressentie comme une atteinte à son intégrité physique et/ou mentale : il est alors prêt à sacrifier la sagesse, le raisonnable en faveur de son propre système d'élection.

L'adolescent ne souhaite pas être compris, » dit D.W. Winnicott, » parce qu'il est engagé dans une expérience, celle de vivre, d'exister dans une découverte personnelle.

Cet adolescent veut maintenir ou augmenter son estime de soi et pour cela il a besoin de recevoir une image positive, de se voir à travers un reflet positif.

Vivant sa surdité depuis plusieurs années dans un parcours difficile, face à son bouleversement biologique fulgurant avec un mental qui évolue plus lentement, l'adolescent fournit un travail interne qui le monopolise et risque de perturber sa prise de décision.

Envisager la possibilité d'une implantation cochléaire à ce moment est un nouveau défi pour l'adolescent, les parents et les professionnels : l'adolescent rejettera la proposition si lui-même n'en n'a pas fait l'exploration auprès d'autres pairs, si lui-même ne fait pas le chemin qui lui permettra d'entrer dans le processus. Dans un premier temps, il adoptera l'opinion du groupe auquel il s'identifie.

Les intervenants (parents et membres de l'équipe pluridisciplinaire) doivent réfléchir sur les modalités d'approche d'une implantation cochléaire, modalités qui permettront à l'adolescent de percevoir le respect qui lui est dû.

Le BIAP recommande une information préalable personnalisée de l'adolescent et de sa famille.

37^{ème}

CONGRES DES AUDIOPROTHESISTES



**10, 11 et 12
Avril 2015**

Cnit - Paris la Défense

**Exposition,
ateliers pratiques,
événements.**

www.unsaf.org



Information préalable :

- sur les avantages et les limites de l'implant ;
- sur les différentes étapes du suivi (à fournir par écrit) ;
- sur l'intérêt des échanges avec des adolescents déjà porteurs d'implant

Recommandations pour la prise de décision.

Critères linguistiques et communicatifs

L'implant cochléaire est associé à l'utilisation fonctionnelle de l'audition. En ce qui concerne le développement du langage oral, sauf exceptions raisonnées, l'implant cochléaire ne devrait pas être conseillé chez des adolescents dont la connaissance et l'usage de la langue orale sont restés très limités.

Critères audiologiques

Si le bénéfice d'un appareillage conventionnel s'avère insuffisant, l'adaptation d'un implant cochléaire peut être envisagée (cf. recommandation 07.02)

Critères de décision personnelle

Il faut donner à l'adolescent une possibilité d'accès à une information suffisante et objective pour qu'il puisse prendre une décision vraiment indépendante : cela suppose un temps d'entretien et de dialogue et la possibilité de rencontrer d'autres porteurs d'implant qui ont vécu une situation plus ou moins semblable à la sienne.

- Il doit être informé :
- des modalités de l'intervention chirurgicale ;
 - des exigences du suivi post-implant ;
 - de la variabilité des résultats ;
 - des perspectives possibles en fonction de sa situation initiale ;
 - de la nécessité d'accepter une période d'efforts supplémentaires.

Critères familiaux

L'adolescent aura besoin de se sentir accompagné pendant la période d'adaptation : un appui familial stable, réaliste et respectueux est considéré comme un facteur favorable.

Recommandations pour la période péri et post implantation

Il n'est pas possible de définir des caractéristiques personnelles qui soient plus ou moins favorables à l'obtention des meilleurs résultats. Il est indispensable d'adapter le programme de réhabilitation en interaction avec l'adolescent, tant dans son contenu qu'au niveau des réglages du processeur.

Au sein de l'équipe multidisciplinaire, le rôle du psychologue est important à la fois pour la prise de décision et en période post-implant.

Le psychologue pourra aider l'adolescent à faire face aux changements que l'implant peut produire dans sa vie personnelle, dans ses relations avec les communautés entendant et/ou sourde, à mieux assumer certaines périodes du programme qui peuvent se révéler difficiles.

Bordeaux, 1^{er} mai 2009

■ Chaire de génétique et physiologie cellulaire

Année 2014-2015

Pr. Christine PETIT

11, place Marcelin-Berthelot,
75005 Paris

www.college-de-france.fr

Cours : Modulation de la perception sonore

Séminaires : La perception de la musique

Cours les Jeudis à 10h, suivis du séminaire à 11h30 - Salle 5

Jeudi 19 mars

Cours : Modulation de la perception des sons par l'attention, l'apprentissage et l'émotion : rôles et mécanismes

Séminaire : Perception de la musique avec un implant cochléaire

Olivier Macherey, Laboratoire Mécanique et Acoustique, CNRS, Université Aix-Marseille

Jeudi 26 mars

Cours : Troubles associés à la perception sonore : dyslexie, hallucinations auditives

Séminaire : Perception musicale : Est-ce que nous sommes tous des experts ?

Barbara Tillmann, Cognition Auditive et Psychoacoustique, CNRS, Université Claude Bernard, Lyon

■ 6^{ème} colloque AFREPA Nantes - 11&12 sept 2015

Acouphènes spécifiques...
et douleur ?

Vendredi 11 septembre 2015

14h00 / 15h00 Ateliers
(programme provisoire)

- Emotion et acouphènes
- Thérapie sonore in live
- Prise en charge des acouphènes récents : cause organique ou psychologique
- Hypnose Thérapie Stratégique Mouvement Alternatif : une autre prise en charge des acouphènes

15h00 / 16h00

- Stimulation électrique et acouphènes
- Stimulation magnétique transcranienne : indications et résultats
- Acouphènes pulsatils d'origine vasculaire

16h30 / 17h30

- Choc acoustique : physiopathologie et prise en charge
- Prise en charge des acouphènes par une équipe multidisciplinaire : résultats
- Acouphénométrie : Intérêt dans la prise en charge
- Acupuncture et acouphènes

17h30 / 18h30 Assemblée Générale

Samedi 12 septembre 2015

8h30 Allocution de bienvenue

Dr Christine HOLER

8h45 Théorie des acouphènes

somatosensoriels - Dr Suzanne SHORE

9h30 Mécanismes Cochléaires et mécaniques de l'oreille moyenne, intérêt en clinique

10h45 Mécanismes des douleurs neuropathiques : des acouphènes somatosensoriels ?

11h30 ATM articulation temporo-mandibulaire et acouphènes

12h15 Muscles tenseurs tympaniques

14h30 Troubles somesthésiques et conséquences. Rôle dans les acouphènes et l'hyperacousie ?

15h15 Acouphènes liés au bruit. Dysfonctions proprioceptives des muscles de l'oreille moyenne ?

16h00 Apport de l'HTSMA dans le traitement des acouphènes

16h45 Prise en charge osthéopathique des acouphènes

Comité d'organisation

Docteur Christine HOLER

Valérie VILLATTE - Mickaël VADEPIED



L'audition pour passion

DYAPASON recherche des audioprothésistes DE pour différents membres adhérents à son réseau.

**Merci de faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée à :
Philippe Delbort 06 98 20 64 46
philippe.delbort@gmail.com**

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**

**Audition Conseil
RECRUTE**



Nouveau spot TV Audition Conseil

**Audioprothésistes D.E.
postes à pourvoir toutes régions**

Merci de nous faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée :
o.delatour@auditionconseil.fr

330 centres indépendants en France

www.auditionconseil.fr



La Mutualité Française Aude recherche pour ses centres AUDITION MUTUALISTE

**un(e) audioprothésiste
(Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste)
en CDI.**

- Temps plein
- Poste basé à Carcassonne (11) et à pourvoir immédiatement.
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)
- Rémunération fixe + variable

Adresser votre candidature :

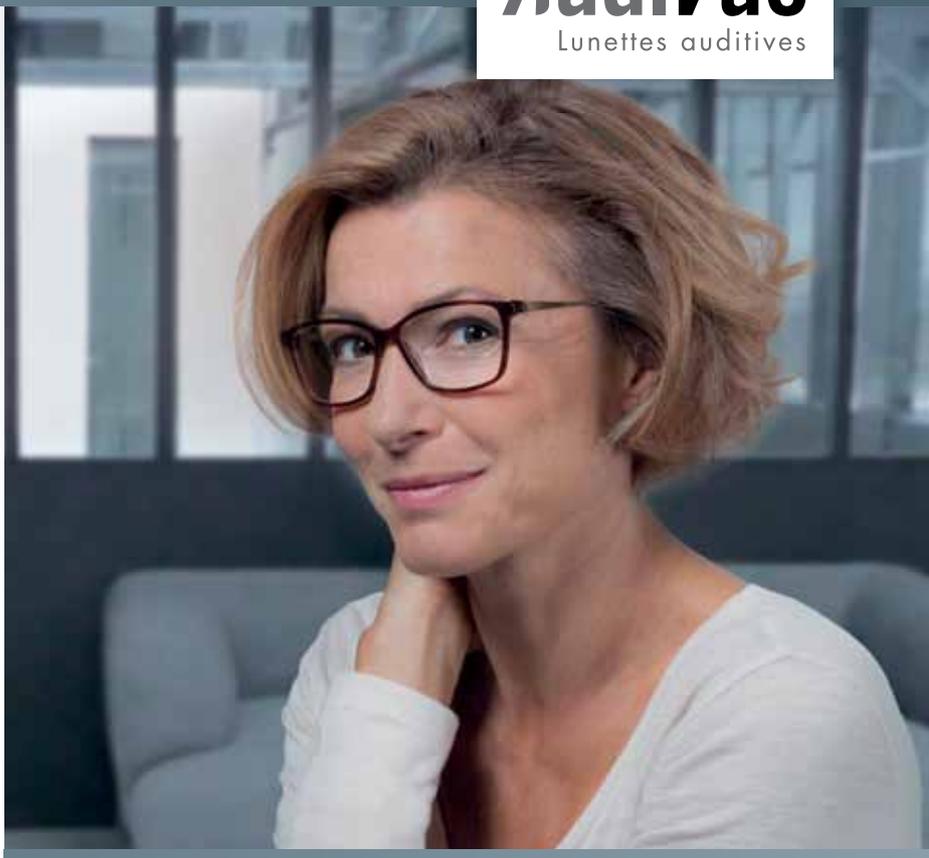
MUTUALITE FRANCAISE AUDE
Mlle Virginie ZIMMICH, Directrice Générale
63, rue Antoine Marty - 11000 CARCASSONNE
contact@mutualite-11.com

DÉCOUVREZ UN MARCHÉ D'AVENIR

AudiVue
Lunettes auditives

**AudiVue,
la solution optique
et auditive.**

**DISCRÈTE
PRATIQUE
CONFORTABLE**



- Solution 3 en 1 : aides auditives seules, lunettes seules, les deux combinées
- Manchon sur mesure : port confortable et sécurisé
- Compatibilité avec des verres progressifs et photochromatiques

BREVETÉ



SIEMENS*

**Les lunettes auditives AudiVue sont développées
en collaboration avec FRÉDÉRIC BEAUSOLEIL**

*AudiVue est compatible avec les aides auditives Siemens, Rexton et A/S

Janvier 2015 - Avant toute utilisation, il est recommandé de consulter un audioprothésiste ou tout autre professionnel compétent. Pour un bon usage, veuillez lire attentivement les instructions figurant dans les manuels d'utilisations. Ces dispositifs médicaux - lunettes et appareils auditifs - sont des produits de santé réglementés qui portent, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Photos non contractuelles.



Z series™ par Starkey

La technologie auditive dernière génération



PLUS DE 5 POUR CENT DE LA POPULATION MONDIALE

360 MILLIONS DE PERSONNES SOUFFRENT
D'UNE DÉFICIENCE AUDITIVE INCAPACITANTE.



**LA PERTE AUDITIVE EST LA TROISIÈME
PATHOLOGIE PHYSIQUE LA PLUS
COURANTE APRÈS L'ARTHRITE ET LES
PROBLÈMES CARDIAQUES.**

**PLUSIEURS ÉTUDES
MONTRENT UNE FORTE
CORRÉLATION ENTRE PERTE
AUDITIVE ET DÉCLIN DES
FONCTIONS COGNITIVES.**

IL EXISTE UN LIEN ÉTROIT
ENTRE HYPERTENSION ARTÉRIELLE
ET PERTE AUDITIVE.

**CONTRÔLER
SON POIDS ET RESTER
PHYSIQUEMENT ACTIF**
PEUT CONTRIBUER À RÉDUIRE
LE RISQUE DE PERTE AUDITIVE.

**LES FUMEURS ONT UN
RISQUE DE PERTE AUDITIVE
70% SUPÉRIEUR
AUX NON-FUMEURS.**

**LA DÉFICIENCE AUDITIVE
EST PLUS COURANTE
CHEZ LES HOMMES
QUÉ CHEZ LES FEMMES.**



**La santé de vos patients commence
par une meilleure audition.**

¹ La déficience auditive incapacitante correspond à une perte d'audition supérieure à 40 dB dans la meilleure oreille chez l'adulte et supérieure à 30 dB dans la meilleure oreille chez l'enfant.



MIEUX ENTENDRE MIEUX VIVRE

**LA Z SERIES EST DISPONIBLE
DEPUIS LE 24 FEVRIER 2015**



Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc
94046 CRETEIL CEDEX - N° vert 0800 06 29 53

www.starkeyfrancepro.com
www.starkey.fr



L'audition est notre mission™