

Les Cahiers de L'AUDITION

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES - VOL. 21 - NOV./DEC. 2008 - N°6 - ISSN 0980-3482

**PRÉ-RÉGLAGE ET CTM
SOUS NOAH
VIA LA CIBLE**

- 1 Quelqu'un franchira-t-il un jour la barrière des aigus?
- 2 Puis-je permettre à mes patients de retrouver la totalité du spectre sonore?
- 3 Puis-je répondre aux besoins de tous mes patients avec un seul produit?



Réponse disponible dès le 20 Janvier 2009.



PHONAK

life is on



PUBLICATION DE LA S.A.R.L. GALATÉE.

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

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

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

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

PUBLICITÉ
Christian Renard
50, rue Nationale - BP 116
59027 Lille Cedex
Tél. : 03 20 57 85 21 - Fax : 03 20 57 98 41
contact@laborenard.fr

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

DÉPOT LÉGAL
À DATE DE PARUTION
Nov./Déc. 2008 - Vol. 21 - N°6
Imprimé par Néo-typo - Besançon

N°CPPAP 0411 T 87 860

INDEXE DANS :
EMBASE / Excerpta Medica

Liste des annonceurs

AUDIOMEDI • GN RESOUND
NEWSON • OTICON
PHONAK • SIEMENS
SMS • STARKEY •
WIDEX ACOUREX

Les Cahiers de l'Audition
déclinent toute responsabilité
sur les documents qui leur
sont confiés, insérés ou non.
Les articles sont publiés sous
la seule responsabilité
de leurs auteurs.

2 INSTRUCTIONS AUX AUTEURS

5 ÉDITORIAL

Paul AVAN

8 INTERVIEW

Questions sur le Pré-Réglage

Questions on the Pre-Setting method

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by Francois Degove

39 INTERVIEW

Questions sur le C.T.M.

Questions on the C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove.

58 INTERVIEW

« La cible » en questions

« La cible » questions & answer

Charles Elcabache

64 VEILLE TECHNOLOGIQUE

Starkey

Accourex

Les Cahiers de l'Audition

Gérant : Daniel CHEVILLARD
Publicité : Christian RENARD
Conception-Réalisation : MBO

RÉDACTION

Rédacteur en Chef :
Professeur Paul AVAN
Rédacteurs :
François DEGOVE & Arnaud COEZ

COMITÉ DE RÉDACTION

Audiologie Prothétique : techniques d'appareillage, d'évaluation et de contrôle de l'Adulte et de l'Enfant :
Arnaud COEZ
Thierry RENGLLET

Phonétique appliquée & audiométrie vocale :
Frank LEFEVRE

Audiologie Médicale :
Professeur Paul DELTENRE
Docteur Jean-Louis COLLETTE

Audiologie Expérimentale :
Professeur Christian LORENZI
Stéphane GARNIER
Stéphane GALLEGRO

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

Veille Technologique :
Robert FAGGIANO

Veille Informatique :
Charles ELCABACHE

Dossiers, Documents, Bibliographie & Communication :
Bernard AZEMA
Arnaud COEZ
François DEGOVE
Philippe LURQUIN
Benoît VIROLE

COMITÉ ASSOCIÉS

Comité de Lecture :
Au titre de la Société Française d'Audiologie :
Président : Professeur Bruno FRACHET

Comité O.R.L. Audiophonologie :
Responsable : Professeur Alain ROBIER
Adjoints :
Professeur René DAUMAN
Docteur Dominique DECORTE
Docteur Christian DEGUINE
Docteur Olivier DEGUINE
Professeur Alain DESAULTY
Docteur Jocelyne HELIAS
Docteur Jacques LEMAN
Docteur Lucien MOATTI
Docteur Jean-Claude OLIVIER
Docteur Françoise REUILLARD
Professeur François VANEECLOO
Professeur Christophe VINCENT

Au titre de Présidents des Syndicats Professionnels d'audioprothésistes :
Benoit Roy
Francine BERTHET
Frédéric BESVEL
Luis GODINHO

Au titre de Membres du Comité Européen des Techniques Audiologiques :
Patrick VERHEIDEN
Herbert BONSEL
Franco GANDOLFO
Heiner NORZ

Au titre de Directeurs d'Enseignement d'Audioprothèse et de D.U. :
Catherine BOITEUX
Professeur Lionel COLLET
Joël DUCOURNEAU
Professeur Pascale FRIANT-MICHEL
Professeur Alexandre GARCIA
Professeur Benoit GODEY
Professeur Jean-Luc PUEL
Professeur Patrice TRAN BA HUY

Au titre de la Société Française d'Audiologie :
Docteur Martine OHRESSER
Professeur Jean-Marie ARAN
Bernadette CARBONNIÈRE
Docteur Jean-Louis COLLETTE
Docteur Marie-José FRAYSSE
Professeur Eréa-Noël GARABEDIAN
Docteur Bernard MEYER
Docteur Sophie TRONCHE

2

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

10, rue Molière 62220 CARVIN
Tél. : 03 21 77 91 24
Fax : 03 21 77 86 57
<http://www.college-nat-audio.fr/>

Président : Eric BIZAGUET
Premier Vice-Président :
Frank LEFEVRE
Deuxième Vice-Président :
Christian RENARD

Membres élus du Collège National d'Audioprothèse :
Jean-Claude AUDRY
Bernard AZEMA
Jean BANCONS
Jean-Paul BERAHA
Hervé BISCHOFF

Geneviève BIZAGUET
Daniel CHEVILLARD
Arnaud COEZ
Christine DAGAIN
Ronald DE BOCK
François DEGOVE
Jacques DEHAUSSY
Jean-Pierre DUPRET
Thierry GARNIER
Eric HANS
Bernard HUGON
Jérôme JILLIOT
Stéphane LAURENT
Jean MONIER
Maryvonne NICOT-MASSIAS
Jean OLD
Georges PEIX
Xavier RENARD

Benoit ROY
Claude SANGUY
Philippe THIBAUT
Jean-François VESSON
Frédérique VIGNAULT
Alain VINET

Au titre de Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse :
Roberto CARLE
Léon DODELE
Philippe ESTOPPEY
André GRAFF
Bruno LUCARELLI
Carlos MARTINEZ OSORIO
Juan Martinez SAN JOSE
Christoph SCHWOB

widex **mind**440[™]
le plaisir d'entendre



Mind[™] 440 : Un son d'exception

Une technologie exclusive pour le plaisir d'entendre

Compression t_{zéro}

Gestion instantanée du niveau de sortie

Pour une clarté sonore

Ecouteur 2 voies - ClearBand

Reproduction exceptionnelle de l'image sonore

Pour une sonorité plus détaillée

Programmes avec fonction ZEN

Générateur de signaux harmonieux aléatoires

Pour la relaxation et la concentration



Dual TIS

Processeur innovant à double coeur

Pour des capacités accrues

CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

21, 22 ET 23 MARS 2009

CNIT - Paris La Défense

30^{ème}
ANNIVERSAIRE

Une profession, un savoir-faire, des compétences.

unsaf 
Congrès des Audioprothésistes Français
www.unsaf.org

GÉNÉRALITÉS

Les travaux soumis à la rédaction des Cahiers de l'Audition sont réputés être la propriété scientifique de leurs auteurs.

Il incombe en particulier à ceux-ci de recueillir les autorisations nécessaires à la reproduction de documents protégés par un copyright.

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

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

ESPRIT DE LA REVUE

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

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

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

MANUSCRITS

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

Les schémas, dessins, graphiques doivent être ou des originaux ou des tirages bien contrastés, en trait noir sur papier blanc. Les tirages sur imprimante laser de qualité sont encouragés. Les diapositives de ces éléments ayant servi à une projection sont acceptées. L'encre bleue est prohibée pour des raisons techniques. Les photos doivent être de préférence des diapositives ou des tirages papier de grande qualité. Les illustrations doivent être référencées avec précision et leur emplacement souhaité dans le texte indiqué approximativement, ainsi que la taille souhaitée (noter que 1 colonne de revue = 5,5 cm de large).

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

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

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

CHRONOLOGIE

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

Les manuscrits une fois reçus seront soumis au comité de

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

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

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

LES MANUSCRITS SONT À ADRESSER À

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

Widex Equipement,
l'expertise technique pour bien choisir.

Présence – Ecoute – Conseil

Multi-marques

Installation

Expertise informatique



Chaines de mesure

Audiomètres

Impédancemètres

Oto-émissions acoustiques

PEA et PEA automatiques

Réparation

Etalonnage

Stock

Matériel de prêt



Depuis 1980, Widex fournit, installe et répare une gamme complète d'équipements audiolgiques, à la pointe de la technologie pour les professionnels de la santé.



Ce dernier numéro de l'année 2008 est consacré à une double réflexion dans une perspective à long terme, il s'agit d'examiner la philosophie des méthodologies d'appareillage supraliminaires. Nous retrouvons pour cela deux pionniers et experts, Xavier Renard et François Le Her interrogés par François Degove, et pour la mise en œuvre informatique, Charles Elcabache aussi bien connu de nos lecteurs que les autres protagonistes. Issus de travaux initialement inspirés par les Fletcher et autres Békésy, relancés au lendemain de la deuxième guerre mondiale avec sa révolution électronique, les grands courants méthodologiques se sont peu à peu formalisés dans les années 60-70. Il fallait un sens de l'anticipation très poussé pour deviner que même avec l'explosion de l'électronique miniature puis du numérique, une méthodologie rigoureuse resterait plus que jamais nécessaire.

Autour des deux grands courants, le Pré-Réglage (inspiré par la médiane théorique de la dynamique résiduelle) et la méthodologie de type MCL (où une partie de la zone de confort du patient est utilisée comme niveau de référence), on distingue nettement les principes communs. Sans paraphraser les auteurs, on retrouve la notion qu'une démarche d'appareillage, si elle veut avoir une chance de succès, doit être guidée par des principes de base clairs et non par les circonstances ou les modes (Ah... si les bourses mondiales avaient leur Xavier Renard ou leur François le Her... ça éviterait peut-être à leurs indices de monter de 10% un jour pour chuter ensuite de 20% la semaine suivante, et ce pour les mêmes « raisons » déduites des mêmes données). Parmi les principes de base, l'idée d'avoir un objectif précis (autrement dit, entre l'Irak, l'Iran et la Corée du Nord, savoir définir les bonnes questions et les traiter dans l'ordre logique), celle de considérer la parole, objectif numéro un de l'appareillage, comme un signal dynamique, celle qu'un bilan rigoureux évite de mauvaises surprises. Dans ce bilan, on voit ressortir (telles les réminiscences nostalgiques de nos politiciens évoquant qui Bretton Woods, qui le défunt communisme et son contrôle étatique...), les tests de base de l'audiologie, Metz, Békésy entre autres, que l'automatisation des appareils d'audiométrie et l'inadéquation des cotations ne devrait pas pousser au placard.

Bien ancrés dans l'audiologie historique tout en se positionnant à la pointe de l'innovation, nos interviewés nous montrent que les appareils de dernière génération se prêtent très bien à leurs approches méthodologiques. Ils répondent aussi aux angoisses de nos instances de contrôle qui veulent voir la pratique de l'audioprothèse se plier à l'évaluation du service médical rendu. Une démarche rationnelle qui précède la délivrance de l'appareillage par une préparation exhaustive du terrain, et qui la fait suivre de contrôle d'efficacité immédiat et permanent et de l'éducation prothétique du patient appareillé, respectant ainsi la lettre et l'esprit des textes, ne peut prêter le flanc à la critique, encore moins à la suspicion.

Restent quelques challenges à relever, de deux grandes catégories que la littérature scientifique aborde depuis peu de front, à partir de modèles ou d'études cliniques: celle des patients avec difficultés dans le codage temporel, plutôt que dans la dynamique d'intensité, et celle des patients avec difficultés cognitives ou mnésiques, parfois secondaires à une longue privation sensorielle, parfois primitives. Pour l'instant le diagnostic reste imparfait, l'évaluation des capacités auditives centrales en étant encore à ses premiers pas. Et l'électronique ne peut fournir de solution satisfaisante. En attendant le nouveau Fletcher du temporel, ou le Békésy du cognitif, il nous reste à ne pas passer à côté des diagnostics, et à faire confiance à une démarche volontariste et de bon sens, pour cela nos interviewés et leurs pairs ont de l'énergie à disposition !

Paul Avan

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

WHAT IS THE ORIGIN OF THE PRE-SETTING METHOD?

It appears that Balbi was the first to think of "sharing the residual auditory range by means of a mid-level between the threshold of hearing and the threshold of discomfort". This pioneer's idea was particularly interesting, but it was unfortunately misunderstood, since most readers assimilated this mid-level with the concept of the most comfortable level (MCL).

We now know that the midpoint of the auditory range does not systematically correspond to the most comfortable level.

Depending on the stimulations and the frequencies, this threshold of comfort is below, above, or at the same level as the midpoint.

In 1967 and in 1972 Konig had the same intuition as Balbi and thought of dividing the dynamic tonal range in two.

Boorsma then took up Konig's idea, and in 1977 presented a paper to the Belgian ENT Society with the title: "De l'utilité du Pré-Réglage de l'intensité des prothèses auditives chez certains enfants et adultes" (On the usefulness of Pre-Setting of the intensity of auditory prostheses in some children and adults). For him, the goal was to determine the midpoint between the threshold of hearing and the subjective level of discomfort for the 1000 Hz frequency (Fig. 1).

This approach to prosthetic gain particularly interests us, all the more so as we have for many years been used to, and we can even say, a bit fixated on, searching for the prosthetic threshold. We began to wonder about this after hearing certain young colleagues comment that patients, equipped or not with hearing aids, could only perceive sound within their residual auditory range, and that it was the gain provided by the hearing aid that allowed for penetration in the auditory field, rather than a new threshold of hearing appearing at the level of the prosthetic threshold.

Boorsma received us very graciously in his laboratory in Brussels, where we wanted to delve further into this method to find a solution for the choice and setting of hearing aids, one that would be as rigorous and scientific as possible.

Our first research led to the publication in September 1978, during the XVI^{èmes} Assises Nationales de la Prothèse Auditif in Lyon, of a paper entitled: "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" (Contribution to the study of hearing-aid fitting by Boorsma's Pre-Setting method: use of the chain of measurement in the choice of hearing aids).

The Pre-Setting method that was worked on and reworked on was later presented in many venues, and in particular abroad, where it gave rise to a complete work published by Arnette in 1983 under the title: "La méthode du Pré-Réglage pour le choix de l'appareillage auditif" (The Pre-Setting method for the choice of hearing-aid fitting).

WHY DID YOU CHOOSE THE TERM "PRE-SETTING" FOR THIS METHOD OF PROSTHESIS CHOICE?

As we just stated, our starting point was the initial work of Boorsma, who had used this terminology in his first publication. Because of our great respect for Boorsma, it seemed to us obvious that we should not modify the terminology he had chosen, since we were simply acting as a careful craftsman, taking his initial idea, which itself extended, as we recalled, that of Balbi and Konig, farther.

QUELLE EST L'ORIGINE DE LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE ?

C'est BALBI qui semble avoir été le premier à penser « partager l'aire auditive résiduelle par une médiane se situant entre le Seuil d'Audition et le Seuil Inconfortable ». L'idée de ce précurseur était particulièrement intéressante. Malheureusement elle a été mal comprise puisque la plupart de ses lecteurs ont assimilé cette médiane à un concept de niveau le plus confortable, soit en quelque sorte le Most Comfortable Level (le M.C.L. des anglo-saxons ou notre Seuil Subjectif de Confort S.S.C.)

Nous savons parfaitement maintenant que le milieu du champ auditif ne correspond pas de façon systématique au niveau le plus confortable.

Selon les stimulations et selon les fréquences, ce seuil de confort se situe en deçà, au-delà ou au niveau de la médiane.

KONIG, en 1967 et en 1972, eut la même intuition que BALBI et pensa à son tour diviser l'aire dynamique tonale en deux.

BOORSMA, à son tour, reprenant l'idée de KONIG, présenta en 1977 devant la société belge d'O.R.L. une communication qui avait pour titre : « De l'utilité du Pré-Réglage de l'intensité des prothèses auditives chez certains enfants et adultes ».

Pour lui, il s'agissait de déterminer le point médian entre le seuil auditif et le niveau subjectif d'inconfort pour la fréquence 1.000 Hz (Fig. 1).

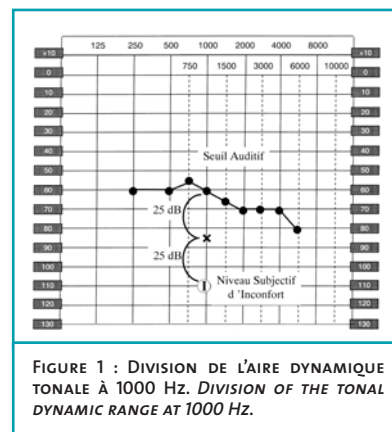


FIGURE 1 : DIVISION DE L'ARE DYNAMIQUE TONALE À 1000 Hz. DIVISION OF THE TONAL DYNAMIC RANGE AT 1000 Hz.

Cette approche du gain prothétique nous intéressait particulièrement, d'autant que nous étions depuis des années habitués et même, on peut le dire, un peu obnubilés par la recherche du seuil prothétique. Il avait fallu nous remettre en question en entendant certains jeunes collaborateurs nous faire la remarque que le patient appareillé, ou non appareillé, ne percevait que dans son champ auditif résiduel et qu'en fait c'est le gain de la prothèse qui permet de pénétrer dans le

champ auditif et non qu'un nouveau seuil d'audition se situe au niveau d'un seuil prothétique. BOORSMA nous ayant reçu avec une grande amabilité dans son laboratoire de Bruxelles, nous avons voulu aller plus loin dans cette méthode pour trouver une solution pour le choix et le réglage des prothèses, solution qui soit la plus rigoureuse et la plus scientifique possible.

Nos premières recherches aboutirent à la publication en septembre 1978, lors des XVI^{èmes} Assises Nationales de la Prothèse Auditif à Lyon, d'une communication 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 ».

La méthode du Pré-Réglage travaillée et retravaillée a ensuite été présentée dans de nombreux lieux et en particulier à l'étranger et elle a donné matière à un ouvrage complet publié chez ARNETTE en 1983 qui a pour titre : « La méthode du Pré-Réglage pour le choix de l'appareillage auditif ».

POURQUOI AVOIR CHOISI LE NOM DE PRÉ-RÉGLAGE POUR CETTE MÉTHODE DE CHOIX PROTHÉTIQUE ?

Comme nous venons de le dire, nous sommes partis d'un travail initial de BOORSMA qui avait utilisé cette terminologie dans sa première publication. Il nous a semblé tout à fait évident et de plus hautement respectueux de ne pas modifier la terminologie qu'il avait choisie, à partir du moment où on développait, en artisan besogneux, l'idée initiale qu'il avait et qui prolongeait, comme nous l'avons rappelé, celle de BALBI puis celle de KONIG.

Votre question nous permet toutefois de préciser un point d'histoire. Peu de temps après ces publications ont commencé à fleurir un peu partout des soi-disant méthodes de Pré-Réglage. On ne parlait plus que de cela et finalement toutes les méthodes devenaient des méthodes de Pré-Réglage ! On peut, à juste titre, s'étonner de cet afflux de pseudo méthodes de Pré-Réglage.

EST-CE UNE MÉTHODE QUE L'ON PEUT UTILISER À PARTIR DU BILAN DU MÉDECIN ORL OU EXIGE-T-ELLE UN BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE ?

Cette question est essentielle. En effet, encore actuellement, d'aucuns s'imaginent pouvoir se contenter de la mesure du seuil tonal réalisé par le médecin O.R.L. pour définir un gain prothétique. Il est extrêmement clair dans notre esprit, et nous l'avons maintes fois répété dans nos communications et publications, qu'en aucun cas on ne doit se satisfaire de ce seul examen basique qui ne renseigne pas sur la dynamique auditive tonale ni bien sûr sur la dynamique auditive vocale, ni sur les particularismes que l'on peut trouver dans ce champ auditif. Donc la réponse est extrêmement claire : il est hors de question d'imaginer pouvoir utiliser la méthode du Pré-Réglage à partir du simple bilan tonal initial réalisé par le médecin O.R.L.

DANS LE BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE, QUELS SONT LES TESTS ET EXAMENS QUE VOUS PRÉCONISEZ DE RÉALISER CAR ILS SERONT UTILISÉS ENSUITE POUR EFFEC-TUER LES CALCULS DU PRÉ-RÉGLAGE ?

Nous préconisons de réaliser l'ensemble du bilan d'orientation prothétique tel qu'il a été expressément défini dans le Tome I du Précis d'Audioprothèse. C'est-à-dire que nous menons d'abord une anamnèse détaillée puis un bilan d'orientation prothétique tonal et un bilan d'orientation prothétique vocal. Nous complétons ces examens par une éventuelle étude de certaines distorsions, en particulier d'intensité et de temps. Enfin, nous effectuons, si nous les estimons nécessaires, des tests complémentaires à visée pronostique.

POUVONS-NOUS NOUS ARRÊTER QUELQUES INSTANTS SUR CHACUN DES TESTS ET EXAMENS QUE VOUS AVEZ CITÉS ? ET D'ABORD, SUR L'ANAMNÈSE.

En ce qui concerne l'anamnèse de l'adulte, nous pratiquons à la lettre celle qui est référée dans le Chapitre 1 du Tome I du Précis d'Audioprothèse. Comme nous l'avons souligné dans l'avant propos de cet ouvrage, nous sommes très attachés à ce que tous les membres de notre équipe posent toutes les questions posées dans cette anamnèse car c'est toujours lorsque l'on se dispense d'une question qu'on risque de se priver d'une information particulièrement importante pour l'appareillage du patient.

En ce qui concerne l'anamnèse lors d'un appareillage d'enfant, nous pratiquons celle que nous avons présentée lors du premier E.P.U. sur l'appareillage de l'enfant en 2001, car dans ce cas, la connaissance parfaite de l'histoire de l'enfant et de sa surdité nous est nécessaire pour appréhender le groupe parents - enfant.

Dans le cas particulier d'un renouvellement d'appareillage, que ce soit d'ailleurs celui d'un adulte ou d'un enfant, et que ce patient ait été appareillé par nous ou par un confrère, nous notons scrupuleusement la date de cet appareillage, la marque et le type du ou des appareils, la spécificité des réglages et des embouts, l'oreille ou les oreilles appareillées ainsi que la permanence ou non du port de cet appareillage et la satisfaction obtenue. Si ce patient a été appareillé par notre équipe nous gardons précieusement par devers nous les courbes de chacun des appareils pour les différents niveaux d'entrée et qui ont été à l'époque mesurés *In vivo* et au coupleur de 2cc.

PARLEZ-NOUS MAINTENANT DU BILAN TONAL D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE.

Il va se diviser en deux parties. D'abord l'audiométrie tonale liminaire en voie aérienne, oreille par oreille, puis l'audiométrie tonale supraliminaire en effectuant une recherche, fréquence par fréquence, du Seuil Subjectif d'Inconfort, ce fameux S.S.I.

Your question do allow us to come back to a point of history. Shortly after these publications began to appear, we saw so-called Pre-Setting methods pop up everywhere. That was all one heard of, and in the end, all methods became Pre-Setting methods! There was cause to be astonished by this massive arrival of pseudo-Pre-Setting methods.

IS THIS A METHOD THAT CAN MAKE USE OF THE EVALUATION DONE BY THE ENT, OR DOES IT REQUIRE A FULL HEARING-AID ORIENTATION EVALUATION?

This question is fundamental. Indeed, even today, some people imagine that they are able to work based on the measurement of the tonal threshold carried out by the ENT and use it to define a prosthetic gain. It is extremely clear in our mind, and we have repeated this many times in our talks and publications, that one must never be satisfied with this basic examination alone, which does not provide information on tonal auditory dynamic range, nor on the particularities that can be found in this auditory field. Thus the response is extremely clear: it is out of the question to imagine that you can use the Pre-Setting method based only on the initial tonal audiometry evaluation carried out by the ENT.

WHAT ARE THE TESTS AND EXAMS THAT YOU RECOMMEND DURING THE HEARING-AID ORIENTATION EVALUATION SINCE THEY WILL ALSO BE USED IN CARRYING OUT THE PRE-SETTING CALCULATIONS?

We recommend carrying out the entire hearing-aid orientation evaluation as defined in volume I of the Précis d'Audioprothèse. That means that we undertake a detailed anamnesis, then carry out a tonal audiometry evaluation as well as a speech audiometry evaluation. We follow up when needed with a study of certain distortions, in particular in intensity and in time. We can also carry out any required complementary tests with a prognostic aim.

CAN WE TAKE A MOMENT TO CONSIDER EACH OF THE TESTS AND EXAMS YOU MENTIONED? FIRST OF ALL, THE ANAMNESIS.

With regard to adult anamnesis, we follow to the letter the recommendations in chapter 1 of volume I of the Précis d'Audioprothèse. As we highlighted in the foreword to this work, we are very attached to having all members of our team ask all the questions of this anamnesis, for whenever you miss a question, you risk depriving yourself of a piece of information that may be particularly important for fitting the patient.

As far as the anamnesis of a child goes, we carry out the procedure we presented during the first "EPU" (post-university education session) on fitting children in 2001, for in this case a perfect understanding of the child's history is necessary to understand the parents/child unit.

In the special case of replacing a hearing aid, whether for an adult or a child, and whether the patient was fitted by us or by a colleague, we are careful to note the date of the fitting, the type and brand of the hearing aid(s), the specificities of the settings and earmolds, the ear or ears with hearing aids, as well as whether the patient uses the device continuously or not, and of course, the patient's satisfaction.

*If the patient has been fitted by our team, we keep copies of the curves for each device for the various input levels measured *In vivo* as well as with the 2cc coupler.*

TALK TO US NOW ABOUT THE TONAL AUDIOMETRY HEARING-AID EVALUATION

It is divided in two parts. First, the threshold tonal audiometry

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

for each ear, then the suprathreshold tonal audiometry by carrying out a search, frequency by frequency, of the subjective level of discomfort.

LET'S BEGIN WITH THE SEARCH FOR THE THRESHOLDS OF HEARING. WHAT WOULD YOU LIKE TO ADD ABOUT THIS TEST WHICH AUDIOPROTHESISTS CARRY OUT ON A DAILY BASIS? IS THERE REALLY ANYTHING TO SAY ABOUT IT?

Yes, there is still plenty to be said, because certain practitioners, alas, are content to use the tonal audiometry done by the ENT, either as the reference for their hearing-aid orientation evaluation or to directly order in-the-ear hearing aids from manufacturers.

From our point of view, this is inappropriate, for when patients, and particularly older patients, visit their ENT, they have a certain apprehension. The ENT who carries out the examination is not aiming for precision to the nearest decibel, and in many cases, the audiometry takes place very quickly. The physician wants prompt responses from patients, who can sometimes make mistakes in their reaction, given the tension they're under.

In the laboratory, on the other hand, patients arrive preconditioned by the ENT. Our anamnesis allows for the parties to get to know each other. This process often relaxes patients and those accompanying them. We carry out a search for auditory thresholds, taking our time, for we are seeking the greatest precision. The way of carrying out this search for thresholds of hearing is also slightly different from the method traditionally used by ENT. Of course, we recommend the systematic use of a pulsed signal to avoid habituation and fatigue, even non-pathological fatigue. The Jerger curves in Bekesy automatic audiometry fairly often show, even for normal-hearing subjects, very slight differences between the thresholds obtained with a pulsed signal, where the ear can "recover", as compared with a continuous signal that can sometimes lead to a slight non-pathological habituation. Since our threshold evaluation is oriented toward maximal precision of the values noted, in order to obtain the greatest accuracy in patient response, per the recommendations of volume I of Précis d'Audioprothèse, we recommend, for the first ear tested, which will be the least hearing impaired, having them first hear a 1000-Hz signal, pulsed, at a suprathreshold level, so that they acoustically "photograph" this signal. This is a signal to which they are not habituated, even if they have already heard it on the radio. The signal is then cut off, and we warn patients that this same signal will reappear extremely slowly.

We ask patients not to express themselves orally but to signal the first appearance of this pulsed signal they have already heard, with which they are familiar, and which they are expecting.

Volume I of the Précis d'Audioprothèse also indicates, unlike what is usually recommended in diagnostic audiometry, that in prosthetic audiometry, it is preferable to begin at 1000 Hz for the first ear tested, and to increase the frequency by seeking responses to the intermediate frequencies of 1500 Hz and 3000 Hz, all the way up to 6000 Hz, and then to come back and confirm the 1000 Hz frequency, the first stimulation frequency, and then go down to 750, 500, and 250 Hz. Currently, in the majority of cases, we no longer carry out a search at 125 Hz.

We then move on to the other ear. But unlike the usual practice, we recommend, since the patient has just finished the first examination with a stimulation at low frequencies, to start from 250 Hz and move up to 6000 Hz. We continue the same operation of having patients hear each signal at a level supposed to be beyond the threshold before the measurement so as to help ensure the precise identification of the thresholds.

We agree with you that it's a pity to have to return to this subject, but we must stress that it would not be right to do otherwise or to rely on a test carried out elsewhere with other equipment.

COMMENÇONS PAR LA RECHERCHE DES SEUILS D'AUDITION. QUE VOULEZ VOUS PRÉCISER SUR CE TEST D'EXÉCUTION QUOTIDIENNE POUR UN AUDIOPROTHÉSISTE ? Y A-T-IL ENCORE VRAIMENT MATIÈRE À EN PARLER ?

Oui, il y a encore matière à en parler car d'aucuns, hélas, se satisfont de l'examen tonal du médecin O.R.L., soit comme référence pour leur bilan d'orientation prothétique, soit pour commander des appareils intra-auriculaires à un industriel. De notre point de vue, ceci est tout à fait critiquable car lorsque le patient, et particulièrement s'il est âgé, se rend chez le médecin O.R.L., il manifeste une certaine appréhension. Le médecin O.R.L. qui effectue l'examen n'a pas besoin d'une précision au décibel près et souvent en plus, son audiométrie est effectuée rapidement. Il souhaite recueillir de promptes réponses de la part du patient, qui commet parfois des maladresses dans ses réactions, compte tenu de cette tension qu'on lui impose.

Au contraire, au laboratoire, il arrive déjà conditionné par le médecin O.R.L. Notre anamnèse a permis la prise de connaissance des deux parties. Elle a souvent décontracté et détendu au maximum le patient et son ou ses accompagnants. Nous allons effectuer la recherche des seuils auditifs en prenant tout notre temps car nous sommes en recherche de la plus grande précision.

La façon de procéder à cette recherche des Seuils d'Audition est de plus légèrement différente de la méthode utilisée classiquement par le médecin O.R.L. Bien sûr, nous préconisons d'utiliser systématiquement un signal pulsé pour éviter toute habituation ou toute fatigue, même non pathologique. Les courbes de JERGER en audiométrie automatique de BEKESY montrent assez souvent, même pour des sujets parfaitement normaux otologiquement, de très légères différences entre les seuils obtenus avec un signal pulsé, où l'oreille peut « récupérer » ou avec un signal continu qui engendre parfois une légère habituation non pathologique. Puisque notre relevé des seuils est orienté vers une précision maximale des valeurs relevées, nous préconisons, pour obtenir la plus grande justesse possible dans la réponse du patient, et comme cela est décrit dans le Tome I du PRÉCIS D'AUDIOPROTHESE, de lui faire entendre d'abord pour la première oreille testée, qui est évidemment la moins sourde, un signal de 1.000 Hz, pulsé, à un niveau supraliminaire, pour qu'il « photographie » acoustiquement ce signal, auquel il est peu habitué même s'il l'a déjà entendu à la radio. Le signal est alors coupé et nous prévenons le patient que de façon extrêmement lente, ce même signal va réapparaître.

Nous lui demandons de ne pas s'exprimer verbalement mais de nous faire un petit geste pour nous signaler la toute première survenue de ce signal pulsé qu'il a déjà entendu, qu'il connaît et, qu'en quelque sorte, il attend.

Le Tome I du Précis d'Audioprothèse indique aussi, qu'à la différence de ce qui est classiquement conseillé en audiométrie de diagnostic, il est préférable, en audiométrie prothétique, pour l'oreille la première testée, de démarrer à 1.000 Hz, de monter les fréquences vers les aiguës en recherchant la réponse aux fréquences intermédiaires que sont le 1.500 Hz et le 3.000 Hz ceci jusqu'à 6.000 Hz, puis de revenir valider le 1.000 Hz qui a été la première fréquence de stimulation et ensuite de descendre à 750, 500 et 250 Hz. Actuellement, dans la majorité des cas, nous n'effectuons plus de recherche à 125 Hz.

On passe ensuite à l'autre oreille. Mais, à la différence de ce qui se fait classiquement, nous préconisons, puisque le patient vient de finir son premier examen avec une stimulation de fréquences graves, de repartir de 250 Hz pour monter vers 6.000 Hz. Avec toujours le même mode opératoire qui consiste à faire percevoir, préalablement à la mesure, chaque signal à un niveau estimé supraliminaire pour aider à l'identification précise des seuils.

Nous sommes tout à fait d'accord avec vous pour penser qu'il est un peu dommage de devoir se ré-appesantir sur ce sujet, mais procéder d'une autre façon ou surtout se contenter d'un test effectué hors de chez soi avec un autre matériel nous paraît éminemment critiquable.

C'EST TRÈS CLAIR POUR LA MESURE DES SEUILS AUDITIFS. PARLEZ-NOUS MAINTENANT DE CES FAMEUX SEUILS SUBJECTIFS D'INCONFORT. QUELLE EST LEUR UTILITÉ ET COMMENT CONSEILLEZ-VOUS D'EN PRATIQUER LA RECHERCHE ?

Dans l'histoire des méthodes de choix prothétique, les méthodes liminaires qui se contentaient d'un Seuil d'Audition basaient le calcul du gain sur ce niveau de perte auditive en l'affectant d'un certain coefficient.

Puis d'autres méthodes ont estimé qu'à un seuil auditif donné correspondait un Seuil d'Inconfort statistique. C'est une totale hérésie car, en fonction de la pathologie particulière de chaque oreille de chaque patient, le Seuil d'Inconfort effectif pour une perte auditive donnée, fréquence par fréquence, ne sera jamais, au décibel près, parfaitement identique.

Et donc il est absolument nécessaire à nos yeux, de connaître non seulement avec la précision que nous venons de rappeler, le niveau de perte auditive et donc la valeur au seuil, mais aussi, avec la même précision, la limite haute du champ auditif, c'est-à-dire le début du seuil maximum supportable.

Si l'on procède à une revue de la littérature, on note effectivement dans la terminologie anglo-saxonne une grande diversité de termes pour désigner cette ligne haute du champ auditif (Loudness Discomfort Level, L.D.L., Threshold of Discomfort, T.D., Uncomfortable Loudness Level, U.C.L., Maximum Tolerable Pressure, M.T.P., Uncomfortable Level Curve, Discomfort Level and Tolerance). On note aussi une grande disparité dans les méthodes de recherche.

HAWKINS signale les causes de variabilité dans les mesures du Seuil de Niveau Inconfortable (L.D.L.) : « Les consignes données ou les procédures recommandées trouvées dans la littérature peuvent être classées en trois catégories et critères :

- 1°) Inconfort initial (Initial Discomfort)
- 2°) Inconfort notoire (Definite Discomfort)
- 3°) Inconfort extrême (Extreme Discomfort) »

En ce qui nous concerne, il est hors de question de pénétrer dans cet inconfort notoire ou extrême. Au contraire, nous allons nous attacher à rechercher le tout premier signe de désagrément que nous appelons le Seuil Subjectif d'Inconfort, dénomination proposée en 1978, car nous voulons insister sur la mesure subjective de ce seuil.

Pour la mesure de ce seuil deux écoles se sont opposées. Certains préconisent de demander au patient de participer à l'examen en signalant le moment où l'intensité d'un signal pulsé, à une fréquence donnée, lui est véritablement inconfortable. Hélas, selon que le patient soit optimiste, pessimiste ou craintif, les seuils indiqués ne coïncident pas avec le seuil véritable du niveau inconfortable. Malheureusement cette méthode est encore assez classiquement prônée.

Depuis 30 ans et avec la plus grande satisfaction, nous opérons de la façon suivante. Après avoir déterminé les seuils auditifs du patient, nous lui indiquons que nous allons lui faire entendre le même signal (les mêmes sons émis beaucoup plus fort) pour vérifier s'il entend très bien. Nous lui indiquons que la perception qu'il en aura sera forte mais nullement douloureuse. Nous débutons alors la stimulation à un niveau qui peut varier de 60 à 100 dB selon que la perte auditive soit légère, moyenne ou plus importante et que nous subodorons un recrutement.

Nous faisons croître doucement l'intensité de ce signal pulsé et nous insistons bien sur ce mot « doucement », en observant très précisément le faciès du patient. Dès que nous observons la moindre tension musculaire au niveau du front, des joues, des yeux par exemple, nous cessons immédiatement la stimulation et notons la valeur de cette première réaction qui est bien évidemment le tout premier signe de désagrément. Parfois ce premier signe de désagrément apparaît sous la forme d'une réaction globale du comportement ou d'une émission vocale. Habituellement, la réaction du patient à la survenue du seuil de désagrément est souvent de même style, vocale ou gestuelle par exemple, pour toutes les fréquences testées.

Il est nécessaire de posséder un audiomètre assez puissant. Malheureusement, nous sommes maintenant confrontés à des limitations de puissance des audiomètres, lesquels nécessitaient d'ailleurs souvent l'emploi d'un casque différent du traditionnel TDH39.

THIS IS VERY CLEAR FOR THE MEASUREMENT OF AUDITORY THRESHOLDS. TELL US MORE ABOUT THESE FAMOUS SUBJECTIVE THRESHOLDS OF DISCOMFORT. WHAT IS THEIR USEFULNESS, AND HOW ARE THEY IDENTIFIED?

In the history of prosthetic choices, there were threshold methods that relied on thresholds of hearing to base the gain calculation on this level of hearing loss by ascribing a certain coefficient to it.

Then other methods arrived, ones that judged that there was a statistical threshold of discomfort that corresponded to any given hearing threshold. This is a total heresy, because depending on the particular pathology for each ear in each patient, the effective threshold of discomfort for a given hearing loss, frequency by frequency, will never be perfectly identical to the nearest decibel.

And so it is absolutely necessary in our opinion to know not only with precision what we have just mentioned, that is to say, the level of hearing loss and thus the value of the threshold, but also, and with the same precision, the upper limit of the field of hearing, that is, to see the very start of the maximum threshold that can be borne.

If we carry out a review of the literature, we note a great diversity of terms to designate this upper limit of the auditory field (Loudness Discomfort Level, LDL, Threshold of Discomfort, TD, Uncomfortable Loudness Level, UCL, Maximum Tolerable Pressure, MTP, Uncomfortable Level Curve, Discomfort Level and Tolerance). We also note a great disparity in the methods of research.

Hawkings notes the causes of variability in the measurements of the threshold of discomfort (LDL): "The instructions given or the procedures recommended found in the literature can be classified into three categories and criteria:

- 1) Initial Discomfort
- 2) Definite Discomfort
- 3) Extreme Discomfort."

From our point of view, it is out of the question to penetrate into this zone of definite or extreme discomfort. On the contrary, we seek the first sign of reaching the tolerance level, which we call the subjective threshold of discomfort, a term proposed in 1978, for we want to insist on the subjective measurement of this threshold.

For the measurement of this threshold, there are two schools. Some recommend asking patients to participate in the examination by signaling the moment when the intensity of a pulsed signal, at a given frequency, is truly uncomfortable for them. Alas, depending on whether patients are optimistic, pessimistic, or fearful, the thresholds indicated may not coincide with the real threshold of discomfort. Unfortunately this method is still often adopted.

For some 30 years, and with great satisfaction, we have operated as follows: after determining the hearing thresholds of patients, we tell them that we will let them hear the same signal (the same sounds, but much louder) to check that they hear well. We indicate to them that the perception they'll have will be stronger, but by no means painful. We then begin the stimulation at a level that can vary from 60 to 100 dB depending on whether the hearing loss is slight, average, or great, and whether we suspect recruitment of loudness.

We slowly increase the intensity of this pulsed signal – and we insist on the word "slowly" – while we carefully observe the facial expression of the patients. As soon as we observe the slightest muscular tension in the forehead, cheeks, or eyes, for example, we immediately stop the stimulation, and we note the value of this first reaction, which is obviously the first sign of the tolerance limit. Sometimes this first sign appears as an overall reaction in behavior, or a vocal expression. In general, the reaction of the patient to the threshold of discomfort is of the same type, by voice or by gesture, for example, for all frequencies tested.

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

For a successful evaluation, it is necessary to have a sufficiently powerful audiometer. Unfortunately, we now face limitations as to the power of audiometers, which often also require the use of a headset different from the traditional TDH39.

When the maximum intensity provided by the audiometer does not reach the subjective threshold of discomfort, we note the "absence of the subjective threshold of discomfort at the maximum intensity provided". Since we normally operate, when seeking the threshold of hearing as well as the subjective threshold of discomfort, in increments of 5 decibels, this value, raised by 5 decibels, will be noted as the probable potential value of the subjective threshold of discomfort, with this uncertainty tied to the fact of the insufficient power of the audiometer. We must again stress the need for powerful audiometers.

The second point we want to highlight is that this examination must take place quickly. The goal is to avoid being disturbed during the search for the subjective threshold of discomfort. The audioprosthesis must not look at the audiometer, but must instead remain steady and imperturbable while observing the patient. At the first sign of approaching the tolerance limit, the stimulation signal must be instantly stopped, so as not to create the slightest risk of any pain whatsoever, and even more important, to avoid any sound trauma, given the high levels of stimulation involved. Certain patients having significant recruitment of loudness may have subjective thresholds of discomfort that are very close, sometimes only 5 or 10 decibels, to the threshold of hearing, particularly in the trebles. From a medico-legal standpoint, we can certainly condemn an extended stimulation at high levels or beyond the tolerance limit, since this would mean reaching a level of actual pain.

When the patients' reaction is extreme as they approach this subjective threshold of discomfort, we would note "very clear subjective threshold of discomfort" in our observations on the audiometry sheet.

Lastly, when a hyper-recruitment of loudness in certain frequency zones restricts the dynamic range between the thresholds of hearing and discomfort, we recommend modifying the search increment, going from 5 decibels down to 1 decibel, for a gentler progression of variation in sensation during the test.

If the search for the threshold of hearing and the subjective threshold of discomfort is carried out by increments of 5 dB, "La Cible" software, which allows for the computerized use of the Pre-Setting method, carries out an interpolation that also corresponds to a norm, with the real thresholds possibly being between the value tested as noted and the next lower value of intensity.

THANKS TO THE MEASUREMENT OF THE THRESHOLD OF HEARING AND THE SUBJECTIVE THRESHOLD OF DISCOMFORT, YOU KNOW THE TONAL DYNAMIC RANGE OF EACH EAR. CAN YOU THEN COMPARE STATISTICAL NORMAL AND PATHOLOGICAL DYNAMIC RANGES?

For eyesight, we are used to speaking of the field of vision, the capacity to clearly see over a wide angle from a very short distance out to infinity. Thus we can easily understand what it means to have a decrease in the field of vision due to nearsightedness or farsightedness, or a limit on the field of vision because of glaucoma, for example, or a loss of clarity due to a cataract.

Unfortunately, the notion of "field of hearing" is not broadly used, simply because for decades and decades we have been content to simply measure a threshold of hearing. Could we imagine an ophthalmologist or optician content with one type of vision, near vision, for example? Of course they will measure the ability of a patient to read eye by eye with near vision, but

Lorsque à l'intensité maximale délivrée par l'audiomètre le Seuil Subjectif d'Inconfort n'est pas atteint, nous notons « absence de S.S.I. au niveau d'intensité maximum délivré ». Comme classiquement nous travaillons, aussi bien en recherche de Seuil d'Audition qu'en mesure de Seuil Subjectif d'Inconfort, par pas de 5 décibels, ce sera effectivement cette valeur supérieure de 5 décibels qui sera notée comme la valeur potentiellement probable de Seuil Subjectif d'Inconfort, avec cette incertitude liée au fait de l'insuffisance de puissance de l'audiomètre. Nous insistons à nouveau sur le besoin que nous avons d'audiomètres puissants.

Le deuxième point que nous souhaitons souligner est que cet examen doit se passer rapidement. Il ne s'agit pas de se laisser déranger pendant l'exécution d'une recherche de Seuil Subjectif d'Inconfort. Il ne faut pas regarder son audiomètre mais être absolument figé et imperturbable en observant le patient. Dès la survenue d'un signe de désagrément, il faut instantanément cesser 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 de stimulation. Il faut savoir que certains patients, affectés de recrutement très important, présentent des Seuils Subjectifs d'Inconfort extrêmement proches, à quelquefois 5 ou 10 décibels des Seuils d'Audition dans les fréquences aiguës en particulier. Au plan médico-légal, il y aurait matière à critique à laisser une stimulation perdurer à des niveaux élevés ou dépasser ce désagrément pour atteindre, au-delà de l'inconfort, la douleur.

Quand la réaction du patient est extrêmement marquée à l'approche de ce Seuil Subjectif d'Inconfort, nous précisons dans nos observations sur la feuille d'audiométrie : « S.S.I. très nets ».

Enfin, lorsqu'un hyper-recrutement vient resserrer, dans certaines zones fréquentielles, la dynamique entre le Seuil d'Audition et l'Inconfort, nous préconisons de modifier le pas de recherche et de passer de 5 à 1 décibel, de telle sorte que la progression de la variation de sensation lors de l'exécution de ce test soit plus douce.

Si la recherche des seuils d'audition et des seuils subjectifs d'inconfort a été effectuée par pas de 5 dB, le logiciel « La Cible » qui permet l'utilisation informatique du Pré-Réglage, effectue une correction qui correspond d'ailleurs à une norme, les véritables seuils de S.A. ou de S.S.I. pouvant évidemment se situer entre la valeur testée notée et la valeur immédiatement inférieure en intensité.

AVEC LA MESURE DES SEUILS AUDITIFS ET DES SEUILS SUBJECTIFS D'INCONFORT, VOUS DISEZ D'UNE CONNAISSANCE DE LA DYNAMIQUE TONALE DE CHACUNE DES OREILLES DE VOTRE PATIENT. ON PEUT DE SUITE COMPARER DYNAMIQUE STATISTIQUE NORMALE ET PATHOLOGIQUE ?

En ce qui concerne la vision on a parfaitement l'habitude de parler de champ visuel, c'est-à-dire de capacité à voir, avec netteté, selon un grand angle, depuis une distance très courte jusqu'à l'infini. On comprend aisément ce que signifie une diminution de l'étendue du champ visuel pour cause de mauvaise vue de près ou de loin, un rétrécissement du champ visuel sous l'effet d'un glaucome par exemple ou une perte de netteté du fait d'une cataracte.

La notion de champ auditif est malheureusement peu utilisée, tout simplement parce que depuis des décennies et des décennies on s'est contenté de mesurer un seuil auditif. Pourrait-on imaginer qu'un ophtalmologiste ou un opticien se contente d'une seule vision, de près par exemple. Bien entendu ils vont aussi bien mesurer la capacité d'un sujet à lire œil par œil de près mais également de loin. Et ils vont même s'assurer de l'absence d'autres anomalies dans ce fameux champ visuel, ne serait-ce qu'en terme de netteté et de dimension de champ mais également de perception des couleurs.

Hélas, le fait de s'être contenté de la seule mesure du seuil auditif nous a souvent privé de cette notion de champ auditif ou de dynamique auditive. Chez le sujet normo-entendant étalon statistique, on sait que ce champ auditif s'étend du seuil normal d'audition binaurculaire en champ libre au seuil subjectif d'inconfort. Les normes ont très peu évolué depuis les premières publications de 1965 et on

connaît donc, fréquence par fréquence, la position normale du Seuil d'Audition binauriculaire en champ libre.

FREQUENCES (Hz)	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Valeurs, en dB SPL, des points de la courbe isosonique 120 phones.	+123	+121	+120	+120	+120	+117	+112	+106	+106	+117
Soustraction des valeurs, en dB SPL, du seuil normal d'audition monauriculaire en Champ Libre.	-24	-14	-9	-8	-7	-6	-4	0	-(-1)	-8
Étendue, en dB, de la dynamique monaurale statistique de l'audition de l'entendant.	99	107	111	112	113	111	108	106	107	109

TABEAU 1 : ETENDUE, EN dB, DE LA DYNAMIQUE MONAURALE STATISTIQUE DE L'AUDITION DE L'ENTENDANT. SCOPE, IN dB, OF THE MONAURAL STATISTICAL DYNAMIC RANGE OF HEARING FOR A NORMAL-HEARING PERSON WITH NORMAL HEARING.

On sait aussi, depuis les travaux de CAUSSÉ et CHAVASSE, que le seuil normal d'audition monauriculaire en champ libre nécessite 3 décibels de plus, c'est-à-dire que la différence au seuil entre la perception par une seule oreille ou par deux oreilles est de 3 décibels.

En ce qui concerne le Seuil Subjectif d'Inconfort, tous les auteurs sont actuellement d'accord pour estimer qu'il se situe sur la courbe isosonique 120 phones, c'est-à-dire sur la courbe qui relie tous les points d'égal sensation sonore à 120 décibels à 1.000 Hz.

La dynamique auditive d'une oreille est donc cet espace qui sépare, fréquence par fréquence, le seuil normal d'audition monauriculaire en champ libre et le seuil subjectif d'inconfort (Fig. 2).

Il est intéressant de noter que cette dynamique est à peu près identique pour toutes les fréquences comprises entre 125 et 6.000 Hz et qu'elle est de l'ordre de 110 décibels environ (Tab. 1).

Dans le logiciel « La Cible » apparaissent en rappel ces valeurs de la dynamique monaurale statistique de l'audition de l'entendant ainsi que les valeurs de la dynamique résiduelle du patient qui est évidemment une dynamique pathologique. C'est une première donnée tout à fait importante que l'on pourra, après le bilan d'orientation prothétique, expliciter au patient mais aussi à son ou ses accompagnants. Il sera aisé d'établir une comparaison avec la réduction du champ visuel d'une personne en expliquant les difficultés perceptives qui adviennent dans ce cas, ce qui est extrêmement bien connu de tous.

On pourra souvent d'ailleurs, en particulier dans les presbycusies, préciser au patient et à ses accompagnants le fait que la dynamique auditive est quasiment normale dans la zone des fréquences les plus graves. Elle correspond assez bien encore à la dynamique statistique de l'entendant alors que plus on se dirige vers les fréquences aiguës, dont on expliquera plus tard l'importance primordiale en terme de discrimination de la parole, plus le champ perceptif se réduit.

On pourra, de façon très imagée et bien compréhensible, parler en terme de réduction du champ auditif comme on le ferait pour un champ visuel.

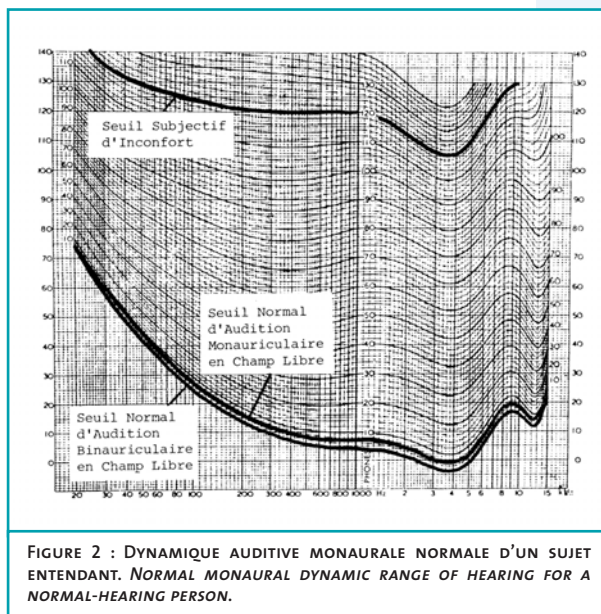


FIGURE 2 : DYNAMIQUE AUDITIVE MONAURALE NORMALE D'UN SUJET ENTENDANT. NORMAL MONAURAL DYNAMIC RANGE OF HEARING FOR A NORMAL-HEARING PERSON.

also with distant vision. And they will look for any anomalies in this field of vision, if only in terms of clarity and range of vision, and including the perception of colors.

Alas, because we have been content with only measuring the threshold of hearing, we have often lost this notion of field of hearing or auditory dynamic range. With the standard normal-hearing subject, we know that this field of hearing extends from the normal threshold of free-field binaural hearing to the subjective threshold of discomfort. Standards have changed little since the first publications in 1965, and we thus know, frequency by frequency, the normal position of the binaural threshold of free-field hearing.

We also know, thanks to the work of Causse and Chavasse, that the normal single-ear threshold of free-field hearing requires 3 more decibels, that is to say that the difference in threshold between the perception of one ear and two ears is 3 decibels.

With regard to the subjective threshold of discomfort, all authors currently agree that it can be found on the 120-phone isosonic curve, that is to say the curve that connects all points of equal sound sensation of 120 decibels at 1000 Hz.

The auditory dynamic range of an ear is thus this space that separates, frequency by frequency, the normal threshold of monaural free-field hearing and the subjective threshold of discomfort (Fig.2).

It is interesting to note that this dynamic range is almost identical for all frequencies between 125 and 6000 Hz, and that it is found at about 110 decibels (Tab.1).

Within "La Cible" software, there are reminders of these values for the statistical monaural hearing dynamic range of normal patients, as well as the values of the residual dynamic range of the hearing-impaired patient, which is of course a pathological dynamic range. This is a first piece of data that is very significant, and that after the hearing-aid orientation evaluation, we can explain this to patients and their support group. It will be

easy to establish a comparison with the reduction of the field of vision of a person by explaining the difficulties in perception that occur in this case, one that is extremely well known to everyone.

Moreover, we can often, and in particular with presbycusis, inform patients that their auditory dynamic ranges are almost normal in the lowest frequencies. They therefore still correspond well to the statistical dynamic range of normal-hearing subjects, while the higher we go, toward the frequencies that are fundamental for understanding speech, the more the field of hearing narrows.

We can thus, in a very visual and easily understandable fashion, speak in terms of reduction of the field of hearing as we would for a field of vision.

YOU HAVE DESCRIBED THE IDEAL PROCESSES FOR THE AUDIOPROTHESIST TO CARRY OUT A TONAL AUDIOMETRY EVALUATION PROPERLY, THAT IS TO SAY, WITH THE GREATEST PRECISION POSSIBLE. CAN YOU TALK TO US NOW ABOUT THE SPEECH AUDIOMETRY EVALUATION? GIVEN THE FACT THAT FEW METHODS OF PROSTHETIC CHOICE USE IT, IS SPEECH AUDIOMETRY TRULY NECESSARY?

We were expecting this question, for when we look at all our colleagues who use simple speech examinations which only

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

provide quantitative information on the patients' perception difficulties, it's normal that you might wonder about the interest in carrying out this type of search.

As for us, we think that speech audiometry is absolutely necessary. It is indispensable, in particular in silence, for it will condition patients to this type of audiometry which, in pre- and post-fitting settings, will also be used in noisy environments.

But that does not mean that we must content ourselves with direct conversational tests that are very coarse as to the level of data provided, nor with an audiometry using phrases or words for which we simply count the number of right and wrong responses, without the least analysis of phonetic confusions.

We thus say that not only must we carry out a complete and exhaustive tonal audiometry evaluation as described above, but we must immediately follow up with a speech audiometry hearing-aid orientation carried out in a very rigorous fashion, along with tests that allow for an analysis of phonetic confusions.

GIVEN THE FORCE OF YOUR RESPONSE, PLEASE GIVE US YOUR RECOMMENDATIONS FOR CARRYING THIS OUT.

This is extremely simple to do. The first thing to do is to search for the values of the subjective threshold of vocal comfort, [STVC] as well as the maximum acceptable vocal [MAV] level. We then carry out a speech test.

YOU MENTIONED THE STVC AND MAV AS PRELIMINARY MEASUREMENTS. CAN WE DISCUSS THEM FURTHER, SINCE ONLY THE PRE-SETTING METHOD USES THEM?

In tonal audiometry, we measure the lower limit that is the threshold of perception, and the upper limit that is the subjective threshold of discomfort. In speech audiometry, seeking the lower limit of perception is not very useful, since its goal is the analysis of the way in which speech is decoded when its intensity is correctly perceived.

It is thus more logical to seek the subjective thresholds of comfort and discomfort for speech, the latter of which we call the MAV. These terminologies were proposed by De Bock.

These two searches, for the STVC and MAV, are carried out by direct conversational trials. The patients wear a headset and chat with us, indicating, for each ear, their level of speech comfort. This is another reason for using dual-room audiometry suites. The indication of a precise threshold, or on the contrary, a range of speech comfort, is in itself very precious data for the audioprothesist.

The level at which the sounds of speech are no longer heard in a pleasant fashion is then sought. For the reasons we will mention later, we always maintain a mid-level emission level, perfectly calibrated by the audiometer's VU-meter. We vary the value of the audiometer's attenuator so that the patients indicate on their own that they would like to hear the sound louder or more softly, until the moment when they indicate this value of the MAV.

The values of the STVC and MAV for each ear are always recorded in the notes for the speech audiometry report.

With regard to the MAV, it is clear that it is the beginning of unpleasantness, and is certainly not uncomfortable. Since it is the very beginning of discomfort, for certain patients with a fairly large residual dynamic range, we could carry out a search for phonetic intelligibility at levels slightly higher than the value of the MAV indicated by patients.

VOUS NOUS AVEZ BIEN PRÉCISÉ LES PROCESSUS IDÉAUX POUR L'AUDIOPROTHÉSISTE POUR MENER À BIEN, C'EST-À-DIRE AVEC LA PLUS GRANDE PRÉCISION POSSIBLE, SON BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE TONAL. PARLEZ-NOUS MAINTENANT DU BILAN VOCAL D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE. AVEC UNE 1^{ÈRE} QUESTION QU'ON PEUT SE POSER QUAND ON CONSTATE QUE RARES SONT LES MÉTHODES DE CHOIX PROTHÉTIQUE QUI L'UTILISENT, CE BILAN VOCAL EST-IL BIEN NÉCESSAIRE ?

Nous nous attendions à votre question car quand on se rend compte du nombre de confrères qui se contentent d'exams vocaux simplistes qui ne donnent qu'une information quantitative des difficultés perceptives d'un patient, on peut effectivement se poser la question de l'intérêt d'effectuer ce type de recherche.

En ce qui nous concerne nous pensons que l'audiométrie vocale est absolument nécessaire. Elle est tout à fait indispensable, en particulier dans le silence, car elle va conditionner le patient à ce type d'audiométrie qui évidemment, en pré et en post appareillage, sera en outre réalisé dans le bruit.

Mais cela ne veut pas dire qu'il faille se contenter de tests conversationnels directs qui bien sûr sont très grossiers au niveau des renseignements apportés, ni d'une audiométrie à l'aide de phrases ou de mots dont on se contente de comptabiliser le simple résultat bon ou faux, sans la moindre analyse des confusions phonétiques. Nous disons donc que non seulement il faut faire un bilan tonal complet exhaustif comme nous l'avons évoqué précédemment, mais qu'il faut immédiatement le faire suivre d'un bilan vocal d'orientation prothétique effectué de façon très rigoureuse et complète à l'aide de tests permettant l'analyse des confusions phonétiques.

COMPTE TENU DE LA FORCE DE VOTRE RÉPONSE, DONNEZ-NOUS VOS PRÉCONISATIONS POUR SA RÉALISATION.

Sa réalisation est extrêmement simple. La première des choses à faire est de rechercher les valeurs du Seuil Subjectif de Confort Vocal, que tout le monde appelle le S.S.C.V, ainsi que le Maximum Acceptable Vocal, que tout le monde appelle le M.A.V. Ensuite il faut pratiquer un test vocal.

VOUS AVEZ ÉVOQUÉ EN MESURES PRÉALABLES LE S.S.C.V. ET LE M.A.V. POUVONS-NOUS NOUS Y ARRÊTER UN PEU PUISQUE, SEULE, LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE LES EFFECTUE ?

En audiométrie tonale on mesure le seuil de perception qui est la limite basse et le seuil subjectif d'inconfort qui est la limite haute. En audiométrie vocale, rechercher une limite basse de perception a peu d'intérêt puisqu'au contraire il s'agit d'analyser la façon dont la parole est décodée lorsqu'elle est correctement perçue en intensité.

Il est donc plus logique d'aller rechercher le Seuil Subjectif de Confort Vocal et le seuil subjectif d'inconfort vocal qu'on a appelé le Maximum Acceptable Vocal. Ces deux terminologies ont été proposées par DE BOCK.

Ces deux recherches du S.S.C.V et du M.A.V. sont réalisées par essais conversationnels directs. Le patient, équipé du casque, discute avec nous et indique, oreille par oreille, son niveau de confort vocal. C'est une fois encore un intérêt de la double cabine audiométrique. L'indication d'un seuil précis ou au contraire d'une plage de confort vocal est déjà très précieuse pour l'audioprothésiste.

Le niveau à partir duquel les sons de parole ne sont plus perçus de manière agréable est ensuite recherché. Pour des motifs que nous évoquerons certainement plus loin, nous restons toujours en émission de voix moyenne, parfaitement calibrée par le Vu-mètre de l'audiomètre. Nous faisons varier la valeur de l'atténuateur de l'audiomètre de telle sorte que le patient nous indique lui-même qu'il aimerait mieux percevoir un peu plus fort ou un peu moins fort jusqu'au moment donné où il précisera cette valeur de Maximum Acceptable Vocal.

Les valeurs des S.S.C.V et M.A.V. de chaque oreille sont toujours portées dans la case Observations des résultats de la fiche d'audiométrie vocale.

En ce qui concerne le Maximum Acceptable Vocal, il est évident qu'il s'agit du début

du désagrément et certainement pas de l'inconfort. Puisqu'il s'agit du tout début du désagrément, chez certains patients à dynamique résiduelle relativement grande, il nous sera permis de faire une recherche de l'intelligibilité phonétique à des niveaux très légèrement supérieurs à la valeur du M.A.V. que le patient a précisé.

Effectivement, comme vous l'avez dit, ces deux valeurs de S.S.C.V. et de M.A.V. vont être renseignées dans le calcul du Pré-Réglage, via le logiciel « La Cible ».

Dans la majorité des cas d'appareillage, si on exclut les pentes de ski vertigineuses ou les surdités avec des zones auditives totalement non perçues, le S.S.C.V. a une valeur qui peut être comparée à la valeur de la médiane de la dynamique tonale entre 1.500 et 3.000 Hz.

Le logiciel permet de comparer la valeur du S.S.C.V. indiqué par le patient lui-même à la valeur de M.T.D., référée graphiquement dans la zone fréquentielle indiquée.

Une différence significative de ces 2 valeurs doit remettre en question la véracité des bilans tonal et vocal.

Le M.A.V. est positionné par le logiciel dans la zone qui correspond à la zone ayant engendré cette réaction d'inconfort, zone grave, zone aiguë ou totalité des zones de fréquence selon la pente des S.S.I., ce dont nous reparlerons aussi certainement plus tard.

Le M.A.V. est utilisé pour effectuer le calcul des facteurs de compression à partir de l'audiométrie vocale. Le Pré-Réglage est la seule méthode qui pratique ce calcul, pour proposer une information complémentaire, à visée essentiellement de validation du bilan d'orientation prothétique. Mais nous en reparlerons certainement aussi plus loin.

C'EST TRÈS CLAIR. ALORS VENONS EN AU TEST VOCAL.

Nous préconisons d'utiliser les listes cochléaires du test phonétique de LAFON. On recherche les scores d'intelligibilité obtenus, oreille par oreille, au casque, avec un éventuel masking contro-latéral, et ce pour des intensités de parole allant de légèrement plus faibles que celles permettant d'atteindre le S.S.C.V. jusque, si possible, légèrement plus fortes que celles correspondant au M.A.V. Il faut éviter de réaliser le test en montant ou en descendant les intensités mais plutôt en agissant de manière aléatoire.

Puis cette recherche est complétée par un test en audition binaurale, avec et sans lecture labiale, à un niveau d'intensité correspondant au niveau des S.S.C.V. diminués de 6 décibels par oreille compte tenu de la sommation binaurale de la sonie. En fait nous atténuons d'un pas de 5 dB les valeurs du S.S.C.V. de chaque oreille.

Un test en lecture labiale seule est exécuté, si justifié.

En ce qui nous concerne nous pratiquons systématiquement nos bilans d'orientation prothétique en cabine double et donc ce dernier test ne nous pose aucune difficulté dans son exécution.

Nous insistons particulièrement sur le fait qu'il ne faut pas se contenter d'une unique liste de LAFON, émise au niveau du confort vocal du patient, oreille par oreille, sans labiolecture, car on n'aurait la connaissance d'un pourcentage d'intelligibilité phonétique qu'à cette seule intensité. Et ceci, pour deux raisons principales. Tout d'abord, parce que le score maximal d'intelligibilité phonétique d'un patient n'est pas systématiquement obtenu au niveau de son S.S.C.V.

Ensuite, parce que pour repérer ce que LAFON a décrit comme les distorsions cochléaires ou les distorsions cochléaires aggravées, il y a absolument matière à observer le profil de la courbe obtenue par une mesure sur plusieurs points.

Est-ce que le patient atteint 100% d'intelligibilité avec l'accroissement de l'intensité et s'y maintient jusqu'à au moins la valeur du Maximum Acceptable Vocal ?

Au contraire est-ce qu'il plafonne à un score inférieur à cette valeur de 100% jusqu'au M.A.V. ?

Ou, ce qui est pire, est-ce qu'il atteint, à une intensité proche de son S.S.C.V., un maximum d'intelligibilité phonétique et que celle-ci s'effondre ensuite, au fur et à mesure que croît l'intensité (Fig. 3) ?

Nous insistons en plus sur le fait qu'il n'y a pas de nécessité à aller quantifier les niveaux d'intelligibilité pour des niveaux très nettement inférieurs à la valeur du

And as you have said, these two values, for the STVC and MAV, will be included in the calculation of the Pre-Setting, using the "La Cible" software.

In the majority of cases of fitting hearing aids, if we exclude very steep ski slopes or hearing impairment with total deafness in certain auditory zones, the STVC have a value that can be compared to the value of the midpoint of the tonal dynamic range between 1500 and 3000 Hz.

The software allows the practitioner to compare the value of the STVC indicated by patients with the value of the theoretical dynamic median value, presented graphically in the indicated frequency zone.

A significant difference between these two values should cast doubt on the veracity of the tonal and speech evaluations.

The MAV is positioned by the software in the zone corresponding to the zone that led to this reaction of discomfort, in the basses, trebles, or all frequency zones, depending on the slope of the subjective threshold of discomfort, which we will certainly come back to later.

The MAV is used to carry out the calculation of the compression factors from the speech audiometry. Pre-Setting is the only method that uses this calculation to offer complementary information, aimed mostly at confirming the hearing-aid orientation evaluation. But we will probably come back to this later.

THAT'S QUITE CLEAR.

SO LET'S TALK ABOUT THE SPEECH TEST.

We recommend using the cochlear lists from Lafon's phonetic test. We seek the intelligibility scores obtained for each ear using a headset, with the possibility of contralateral masking, for speech intensities going from those a bit softer than those of the STVC to those, if possible, slightly stronger than those corresponding to the MAV. This test should not be conducted by incrementally raising and lowering intensities, but rather by using random values.

This search is completed with a test of binaural hearing, with and without lip reading, at a level of intensity corresponding to the level of STVC, less 6 decibels, in each ear given the binaural additive effect of loudness. In practice, we simply decrease the values of the STVC by one 5-dB increment in each ear.

A lip reading test can be done, if appropriate.

We systematically carry out our hearing-aid orientation evaluations in dual-room audiometry suites, so this latter test presents no difficulties.

We particularly stress the fact that we must not simply use just one Lafon list, using patients' comfort level in each ear, without lip reading, because this only provides information on the percentage of phonetic intelligibility at this single intensity. This is due to two main reasons.

First, because the maximum score for phonetic intelligibility of patients is not systematically found at the level of their STVC. Second, because in order to find what Lafon describes as cochlear distortions or aggravated cochlear distortions, it is absolutely necessary to observe the profile of the curve obtained by measuring over several points.

Do patients reach 100% intelligibility with the increase in intensity and do they remain there up to at least the value of the MAV? Or on the contrary, do they plateau at a lower score than this 100% value up to the MAV? Or, what would be worse, do they reach, at an intensity near their STVC, a maximum level of phonetic intelligibility which then drops as the intensity increases (Fig. 3)?

We must also stress that there is no need to quantify the

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

levels of intelligibility for levels that are significantly lower than the value of the STVC. In fact, it is clearly obvious that if the intensity is very low, the intelligibility will be low!

It is, however, important to analyze the intelligibility score for levels of stimulation in the range between at least that of the STVC and the MAV. This analysis is ideal because certain patients, either due to fear or to a long period of sensory deprivation, indicate values for STVC and in particular for MAV that are subject to caution. It is up to the audioprothesist to position these values in the residual tonal and speech field of hearing by defining, for example, a Corrected MAV (CMAV) (Fig.4 and 5).

Using a few lists is enough to obtain this curve that is so important for percentages of intelligibility.

The "La Cible" software carries out the calculation of the probability of phonetic errors using the tonal curve, as proposed by Jean-Claude Lafon. We thus know the phonetic intelligibility scores that patients should theoretically obtain for each ear at the three intensities of 60, 80, and 100 decibels.

The knowledge of this probability for the score is extremely interesting because it allows for a comparison with the real level of intelligibility for each ear. We can thus, for example, explain to patients and their support group the weaknesses of the capacity to discriminate speech, tied to the possible long period of sensory deprivation, or the deleterious effect for the low score of the most-affected ear of an inter-auricular dissymmetry. This will also be true in the case of significant cochlear distortions or other pathologies (central nervous or retro-cochlear problems, etc.) (Fig. 6 and 7).

THAT BEING UNDERSTOOD, DOES THIS ALLOW US TO BEGIN IMAGINING A COMPARISON BETWEEN THE SPEECH DYNAMIC RANGE OF A NORMAL-HEARING PERSON AND ONE WITH HEARING LOSS?

Speech audiometry offers us detailed information for each ear regarding the value of the STVC and the MAV, and intelligibility scores according to intensity.

We better understand speech in the field of hearing thanks to the important work done by a group of authors in 2002 which we cited as a key reference (HILAIRE and al.) in the Précis d'Audioprothèse in the work on "Production, Phonétique acoustique et Perception de la parole" (speech production, acoustic phonetics, and perception), published by Masson.

One of the key elements was to show by means of an extremely detailed analysis of a large cohort of subjects that the spectra of voices using whispering, mid-level voice, and loud voice, are absolutely not parallel, and that the only parallelism that exists is between the mid-level voice and the loud voice (Fig. 8).

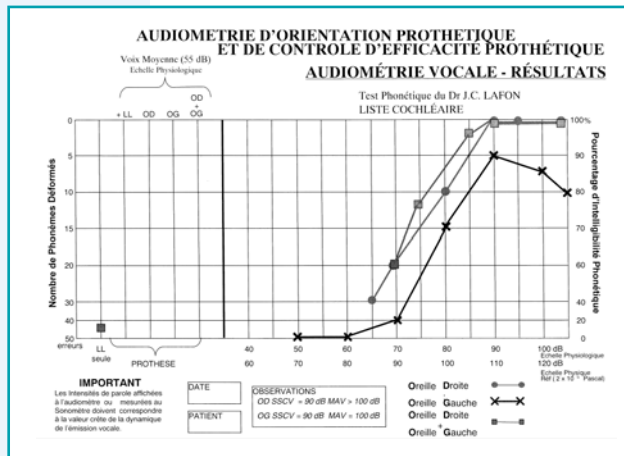


FIGURE 3 : COURBES VOCALES : OREILLE DROITE, OREILLE GAUCHE, BINAURALE, LECTURE LABIALE SEULE.
 SPEECH CURVES: RIGHT EAR, LEFT EAR, BINAURAL, LIP READING ONLY.

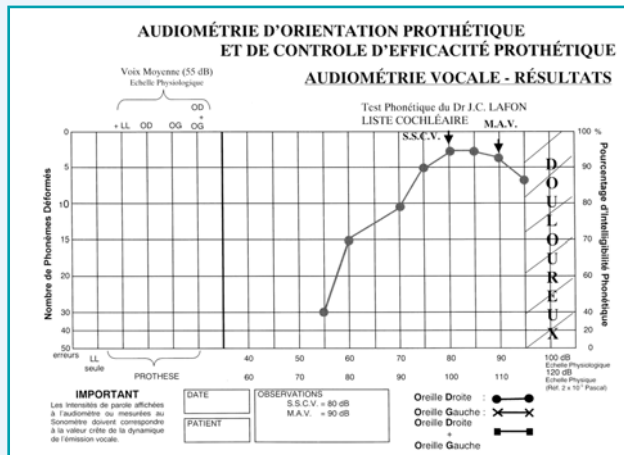


FIGURE 4 : LE SEUIL SUBJECTIF DE CONFORT VOCAL (S.S.C.V.) ET LE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL (M.A.V.) INDICQUÉS PAR LE PATIENT SONT BIEN CORRÉLÉS À L'EXAMEN VOCAL. À NOTER QUE CE PATIENT SIGNALA LA DOULEUR DÈS QUE L'ON DÉPASSE LE M.A.V. DE PLUS DE 5 DB.
 THE SUBJECTIVE THRESHOLD OF VOCAL COMFORT (STVC) AND THE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL LEVEL (MAV) INDICATED BY THE PATIENT CORRELATE WELL WITH THE SPEECH AUDIOMETRY. NOTE THAT THIS PATIENT SIGNALS PAIN AS SOON AS THE MAV IS EXCEEDED BY MORE THAN 5 DB.

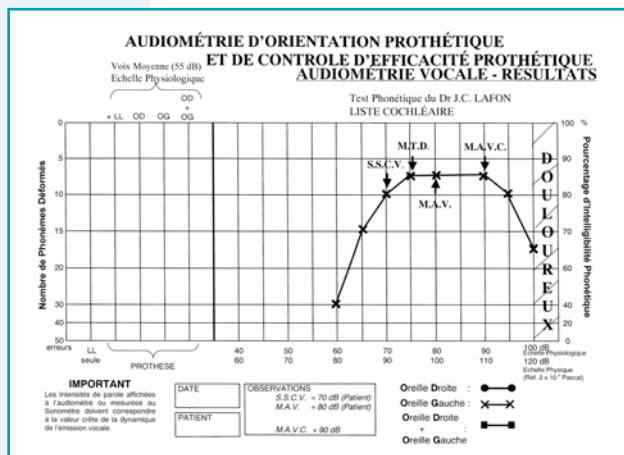


FIGURE 5 : LE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL (M.A.V.) INDICQUÉ PAR LE PATIENT N'EST PAS CORRÉLÉ À L'EXAMEN VOCAL.
 THE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL LEVEL (MAV) INDICATED BY THE PATIENT DOES NOT CORRELATE WITH THE SPEECH AUDIOMETRY.

S.S.C.V. En effet, il est parfaitement évident que si l'intensité est très faible, l'intelligibilité sera faible ! Par contre, il est important d'analyser le score d'intelligibilité pour des niveaux de stimulation situés dans une plage comprise a minima entre S.S.C.V. et M.A.V. Cette analyse est à réaliser car certains patients, soit par pusillanimité, soit pour cause de longue privation sensorielle, indiquent des valeurs de S.S.C.V. et surtout de M.A.V. sujets à caution. C'est alors à l'audioprothésiste que revient la responsabilité de positionner ces valeurs dans le champ auditif résiduel tonal et vocal en définissant par exemple un MAV Corrigé (Fig.4 et 5).

L'émission de quelques listes suffit pour obtenir cette courbe si importante des pourcentages d'intelligibilité.

Le logiciel « La Cible » effectue le calcul de la probabilité d'erreurs phonétiques à partir de la courbe tonale, tel que l'avait proposé Jean-Claude LAFON. Ainsi sont connus les scores d'intelligibilité phonétique que devrait théoriquement obtenir le patient, pour chacune de ses oreilles, aux 3 intensités de 60, 80 et 100 décibels.

La connaissance de cette probabilité de score est extrêmement intéressante parce que cela permet la comparaison avec le niveau d'intelligibilité réel de chaque oreille du patient. On pourra ainsi, par exemple, expliciter au patient et à ses accompagnants, la pessimisation des capacités à discriminer la parole, liée à l'attentisme dans le cas d'une longue privation sensorielle ou l'effet délétère, via un score affaibli pour l'oreille la plus touchée, dans le cas d'une dissymétrie inter-auriculaire. Ceci sera aussi vrai dans le cas de distorsions cochléaires conséquentes ou d'autres pathologies (problèmes rétro-cochléaires, centraux...) (Fig. 6 et 7).

VOILA QUI EST ENTENDU ET QUI PERMET DE PENSER DÉJÀ À UNE

COMPARAISON DE LA DYNAMIQUE VOCALE DE L'ENTENDANT ET DE CELLE DU MALENTENDANT ?

Le bilan d'orientation prothétique vocal nous a apporté une information précise, oreille par oreille, de la valeur du S.S.C.V. et du M.A.V. et des scores d'intelligibilité en fonction de l'intensité.

Nous connaissons mieux la parole dans le champ auditif depuis les travaux importants réalisés par un groupe d'auteurs en 2002 (HILAIRE S. et al.) et que nous avons cité en référence dans le Précis d'Audio-prothèse traitant de « Production, Phonétique acoustique et Perception de la parole » édité chez MASSON.

Un des éléments importants a été de montrer par une analyse extrêmement détaillée d'une cohorte importante de sujets, que les spectres de voix chuchotée, de voix moyenne et de voix forte ne sont absolument pas parallèles, le seul parallélisme n'existant qu'entre voix moyenne et voix forte (Fig. 8).

Par ailleurs, les auteurs ont précisé la variation énergétique induite quand, parlant à un sourd avec une voix d'intensité moyenne et se rendant compte de sa difficulté perceptive, le locuteur s'approche en augmentant la puissance de la voix. Le patient est alors confronté à une variation énergétique de l'intensité de la voix qui varie d'une voix moyenne à un mètre, à une voix forte à 25 cm.

Cette variation énergétique se situe dans une zone très large, autour de 2.000 Hz, si l'on observe le champ auditif humain complet et elle est de l'ordre de 30 décibels (Fig. 9).

Ce qui signifie que dans la vie courante, cette personne, identifiée comme sourde, va être confrontée de façon classique, à 30 dB de variation entre une voix moyenne émise à un mètre et une voix forte émise plus près d'elle. C'est cette valeur de 30 dB qu'il va falloir transférer entre le milieu de la dynamique résiduelle du sourd et le Maximum Acceptable Vocal.

Il faut rappeler que ces 30 dB qu'il faut faire entrer dans ce qui reste d'audition, entre le milieu du champ auditif résiduel et le maximum vocal supportable, correspondent parfaitement à l'excellente prémonition de DE BOCK qui avait proposé cette valeur il y a de nombreuses années. Les travaux du groupe d'auteurs que

Précis d'Audio-prothèse « Production, phonétique acoustique et production de la parole »



FIGURE 6 : SURDITÉ BILATÉRALE TRÈS ANCIENNE PRÉSENTANT UNE GRANDE DISSYMMÉTRIE DES SEUILS ET DES DYNAMIQUES. VERY OLD BILATERAL DEAFNESS PRESENTING GREAT DISSYMMETRY IN THRESHOLDS AND DYNAMIC RANGES.



FIGURE 7 : PROBABILITÉ D'ERREURS PHONÉTIQUES (EN COULEUR VERTE), BASÉE SUR LES COURBES TONALES, COMPARÉE AUX SCORES RÉELS OBTENUS PAR LE PATIENT AUX LISTES COCHLÉAIRES DU TEST PHONÉTIQUE DE LAFON. LA LONGUE PRIVATION SENSORIELLE DE L'OREILLE GAUCHE A INDUIT DES SCORES TRÈS FAIBLES. PROBABILITY OF PHONETIC ERRORS (IN GREEN), BASED ON THE TONAL CURVES, COMPARED WITH THE REAL SCORES OBTAINED BY THE PATIENT FOR THE COCHLEAR LISTS OF THE LAFON PHONETIC TEST. THE LONG SENSORY DEPRIVATION OF THE LEFT EAR HAS LED TO VERY LOW SCORES..

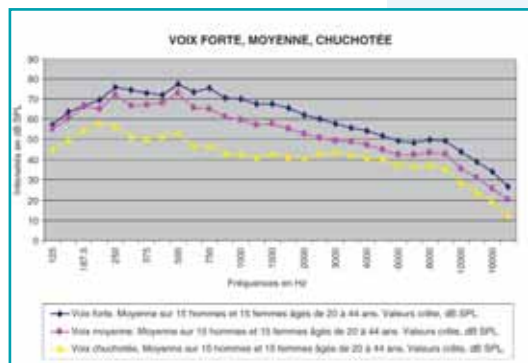


FIGURE 8 : SPECTRES MOYENS À LONG TERME DE LA PAROLE, EN VALEURS CRÊTE, POUR DES VOIX FORTES, MOYENNES ET CHUCHOTÉES D'UNE COHORTE DE 15 HOMMES ET 15 FEMMES ÂGÉS DE 20 À 44 ANS. MATÉRIEL VOCAL : LISTE 1 DES PHRASES DE COMBESCURÉ. ÉCHELLE LOGARITHMIQUE DE FRÉQUENCES DE 125 À 20 000 Hz. ÉCHELLE DES AMPLITUDES EN DB SPL. AVERAGE LONG-TERM SPEECH SPECTRA, IN PEAK VALUES, FOR STRONG, MID-LEVEL, AND WHISPERING VOICES OF A COHORT OF 15 MEN AND 15 WOMEN AGED 20 TO 44. SPEECH EQUIPMENT: COMBESCURÉ PHRASES, LIST 1. LOGARITHMIC SCALE OF FREQUENCIES FROM 125 TO 20,000 Hz. SCALE OF AMPLITUDES IN DB SPL.

In addition, the authors noted the induced energy variation when people speak to a hearing-impaired person using a mid-level voice: as the speakers realize that the person listening has difficulties in perception, they come closer and increase the power of their voice. Patients thus must deal with a variation in energy of the intensity of the voice, which varies from a mid-level voice at one meter, to a loud voice at 25 cm.

This energy variation covers a very broad range around 2000 Hz if we observe the full field of human hearing, with an intensity of about 30 decibels (Fig. 9).

This means that in daily life, people identified as hearing impaired will be confronted on a regular basis with 30 dB of variation between a mid-level voice at one meter, and a loud voice emitted close to them.

It's this value of 30 dB that must be transferred to the range that goes from the middle of the residual dynamic range of the hearing-impaired patient to the patient's MAV.

We recall that these 30 dB, which must fit in the remaining range of hearing, between the middle of the residual field of hearing and the maximum bearable speech level, correspond perfectly to the excellent premonition of De Bock, who proposed this value many years ago.

The work of the group of authors we just cited showed that we can compare the long-term speech spectrum, measured and analyzed as peak values, and the statistical median of normal-hearing persons.

At the very beginning of the presentation of the Pre-Setting method, we quickly made this connection between the long-term speech spectrum [LTSS], and the median of the statistical dynamic range of normal-hearing persons, and it has been shown by these later studies that this initial indication was perfectly correct.

Thus we can represent, on a graph in dB SPL and on a graph in dB HL, the tonal field of hearing limited by the normal threshold of monaural hearing and the statistical subjective threshold of discomfort. In this statistical dynamic range of normal-hearing persons, the middle of the field of hearing can be compared to the long-term speech spectrum at its peak values (Fig. 10 et 11).

We can thus compare the value of the MAV, minus the theoretical median of the dynamic range of a hearing-impaired person, and compare it to this value of 30 dB.

This is how the "La Cible" software works for the Pre-Setting method. For each frequency, it compares the 30 dB to transfer to the value between the overall MAV and the theoretical median of the dynamic range at this frequency.

If, at a given frequency, the MAV less this

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

median is under these 30 dB, a calculation of a compression factor is made, if of course the MAV corresponds to this frequency as we described above.

BEYOND THIS TRADITIONAL HEARING-AID ORIENTATION EVALUATION, YOU HAVE OFTEN STRESSED THE USEFULNESS OF STUDYING THE VARIOUS DISTORTIONS OF INTENSITY, PITCH, AND TIME. DISTORTIONS IN INTENSITY ARE PART OF OUR DAILY LIFE. WHAT IS YOUR CURRENT POSITION ON THIS?

Our position is very clear. As soon as there is a reduction in the tonal field of hearing, we want to have a measurement of recruitment of loudness. One of the measurements that appear particularly pertinent, interesting, and objective, is the measurement of the stapedian reflexes. This is why we systematically ask our ENT correspondents to carry out an impedance measurement during the hearing evaluation of their patients and to provide us with the values of the trigger thresholds for the stapedian reflex. We are not at all opposed, of course, to this measurement for a prosthetic purpose, the Metz test, being carried out in the laboratory.

We know that statistically, the stapedian reflex is triggered at 90 dB beyond the threshold of hearing. This reflex has the purpose of protecting the ear from loud noises, and is, alas, as we know, easily tired. It allows for an objective analysis of recruitment of loudness when the differential is less than 60 dB.

It is easy to compare the differential value between the stapedian reflex and the threshold of hearing in patients at these statistical 90 dB. And in the case of demonstrated recruitment of loudness at certain frequencies, it is easy to calculate a compression factor based on the stapedian reflex.

This of course is what the "La Cible" software does. If for an adult, at a given frequency, the value [stapedian reflex] - [threshold of hearing] is, for example, 45 dB, the software will indicate a compression factor of $90/45 = 2$.

The software obviously takes into account the fact that when the patient is a child younger than 16, this normal statistical value is 110 dB instead of 90 dB.

This calculation of compression factors, based on the Metz test, seems to us to offer an extremely interesting contribution to verify the proper correlation of the tonal hearing-aid orientation, which relies on a subjective evaluation, with this objective measurement of possible recruitment of loudness.



FIGURE 9 : TAILLE DE LA DYNAMIQUE ENTRE LES SPECTRES MOYENS À LONG TERME DE LA PAROLE, EN VALEURS CRÊTE, POUR UNE VOIX MASCULINE FORTE À VINGT-CINQ CENTIMÈTRES ET MOYENNE À UN MÈTRE. MATÉRIEL VOCAL : LISTE 1 DES PHRASES DE COMBESCURÉ. ÉCHELLE LINÉAIRE DE FRÉQUENCES DE 86 À 21 619 Hz. ÉCHELLE DES AMPLITUDES EN DB SPL.
SIZE OF THE DYNAMIC RANGES BETWEEN THE AVERAGE LONG-TERM SPEECH SPECTRA, IN PEAK VALUES, FOR A LOUD MALE VOICE AT 25CM AND THE AVERAGE AT 1M. SPEECH EQUIPMENT: LIST 1 OF COMBESCURÉ'S PHRASES. LINEAR SCALE OF FREQUENCIES FROM 86 TO 21,619 Hz. SCALE OF AMPLITUDES IN DB SPL.

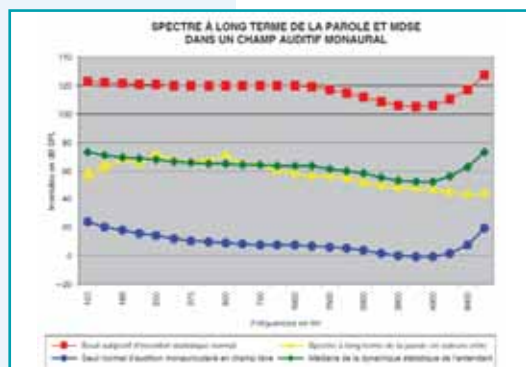


FIGURE 10 : SPECTRE MOYEN À LONG TERME DE LA PAROLE (SLTP), EN VALEURS CRÊTE, ET MÉDIANE DE LA DYNAMIQUE STATISTIQUE DE L'AUDITION DE L'ENTENDANT (MDSE) DANS UN CHAMP AUDITIF MONAURAL, LIMITÉ PAR LE SEUIL NORMAL D'AUDITION MONAURICULAIRE EN CHAMP LIBRE (SA) ET LE SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT STATISTIQUE NORMAL (SSI).
ÉCHELLE LOGARITHMIQUE DE FRÉQUENCES DE 125 À 8000 Hz. ÉCHELLE DES AMPLITUDES EN DB SPL.
AVERAGE LONG-TERM SPEECH SPECTRUM (FRENCH: SLTP), IN PEAK VALUES, AND MEDIAN CURVE OF THE STATISTICAL DYNAMIC RANGE OF THE NORMAL-HEARING PERSON (FRENCH: MDSE) IN A MONAURAL FIELD OF HEARING, LIMITED BY THE NORMAL THRESHOLD OF MONAURAL FREE-FIELD HEARING (FRENCH: SA) AND THE NORMAL STATISTICAL THRESHOLD OF DISCOMFORT (FRENCH: SSI).
LOGARITHMIC SCALE OF FREQUENCIES FROM 125 TO 8000 Hz. SCALE OF AMPLITUDES IN DB SPL.

nous venons de citer ont montré qu'on peut comparer le spectre à long terme de la parole, mesuré et analysé en valeurs crête, et la médiane statistique de l'entendant.

Tout au début de la présentation de la méthode du Pré-Réglage, nous avons rapidement fait ce rapprochement entre spectre à long terme de la parole (S.L.T.P.) et médiane de la dynamique statistique de l'entendant (M.D.S.E.) et il s'avère que ces travaux ultérieurs ont parfaitement et complètement validé cette initiale indication.

Ainsi on peut représenter, sur un graphique en dB SPL et sur un graphique en dB HL, le champ auditif tonal limité par le seuil normal d'audition monauriculaire et le seuil subjectif d'inconfort statistique. Dans cette dynamique statistique de l'entendant, le milieu du champ auditif (M.D.S.E.) peut être comparé au spectre à long terme de la parole en valeur crête (Fig. 10 et 11).

Ainsi donc on peut comparer la valeur du Maximum Acceptable Vocal (M.A.V.), diminuée de la Médiane Théorique de la Dynamique du malentendant (M.T.D.) à cette valeur de 30 dB.

C'est ainsi que procède le logiciel « La Cible » pour le Pré-Réglage. Pour chaque fréquence, il compare les 30 dB à transférer à la valeur comprise entre le M.A.V. global et la M.T.D. de cette fréquence.

Si, à une fréquence donnée, M.A.V. moins M.T.D. est inférieur à ces 30 dB, un calcul de facteur de compression est effectué, si tant est, bien évidemment, que le M.A.V. corresponde à cette fréquence-là comme nous l'avons dit plus haut.

AU-DELÀ DE CE BILAN TRADITIONNEL D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE, VOUS AVEZ SOUVENT INSISTÉ SUR L'UTILITÉ D'ÉtudIER LES DIVERSES DISTORTIONS D'INTENSITÉ, DE HAUTEUR ET DE TEMPS. CELLES D'INTENSITÉ FONT PARTIE DE NOTRE TRAVAIL QUOTIDIEN. QUELLE EST AUJOURD'HUI VOTRE POSITION ?

Notre position est très claire. A partir du moment où il y a réduction du champ auditif tonal nous souhaitons une mesure du recrutement.

Une des mesures qui nous paraît extrêmement valide, intéressante et objective est la mesure des réflexes stapédiens. C'est pour ce motif que nous demandons systématiquement à nos correspondants O.R.L., lors du bilan auditif d'un patient devant être appareillé, d'effectuer une impédancemétrie et de nous transmettre les valeurs des seuils de déclenchement du réflexe stapédien. Nous ne sommes d'ailleurs pas du tout opposés, bien au contraire, à ce que cette mesure à visée prothétique, qu'est le test de METZ, soit effectuée éventuellement au laboratoire.

Nous savons que le réflexe stapédien se déclenche, statistiquement, 90 dB après le seuil d'audition. Ce réflexe qui a pour objet de nous protéger du bruit fort est, comme nous le savons, malheureusement fatigable. Il permet une objectivation du recrutement lorsque ce différentiel est inférieur à 60 dB. Il est aisé de comparer la valeur différentielle entre réflexe stapédien et seuil d'audition chez un patient à ces

Précis d'Audioprothèse « Production, phonétique acoustique et production de la parole »

Précis d'Audioprothèse « Production, phonétique acoustique et production de la parole »

90 dB statistiques. Et, dans le cas de recrutement avéré à certaines fréquences, de calculer un facteur de compression basé sur le réflexe stapédien.

C'est ce que fait évidemment le logiciel « La Cible ». Si chez un adulte, à une fréquence donnée, la valeur RS - SA est par exemple de 45 dB, le logiciel indiquera un facteur de compression de $90/45 = 2$.

Le logiciel tient compte évidemment du fait que lorsqu'il s'agit d'un enfant de moins de 16 ans, cette valeur statistique normale est de 110 dB au lieu de 90 dB.

Ce calcul des facteurs de compression, basé sur le test de METZ, nous apparaît être un apport extrêmement intéressant pour vérifier la bonne corrélation du bilan d'orientation prothétique tonal, qui reste un bilan subjectif, à cette mesure objective d'un éventuel recrutement.

Nous avons effectué dans le temps beaucoup d'autres tests de mesure subjective du recrutement, comme le LUSCHER, le FOWLER, le SISI et nous l'avons également recherché en audiométrie automatique de BEKESY. Malheureusement, cette dernière est extrêmement peu pratiquée actuellement. Quant aux audiomètres modernes, certains ne sont plus équipés de cette batterie de tests de mesure du recrutement. Il s'avère donc tout à fait intéressant de disposer d'une mesure objective qu'est le test de METZ.

ET POUR LES DISTORSIONS DE HAUTEUR ET DE TEMPS ?

En ce qui concerne la mesure de distorsions de la hauteur nous ne la pratiquons pas. Pour l'instant nous n'avons malheureusement aucun moyen d'agir prothétiquement sur ces pathologies mais nous pensons que les progrès liés à la numérisation pourront peut-être prendre ces problèmes en compte.

Par contre en ce qui concerne l'étude des distorsions de temps, lorsque nous les suspectons grâce à l'anamnèse et à l'observation du patient lors du bilan d'orientation prothétique, nous effectuons une recherche des troubles de la discrimination temporelle à l'aide du test par Tone-Burst de LEMAN-RENARD. Ce test permet avec du bruit blanc bande large ou des bandes de bruit de mesurer la perception d'un silence généré lors de l'émission de la bande de bruit. Malheureusement de la même façon, nous n'avons pas, avec les appareils auditifs actuels, de solution pour régler ces problèmes de distorsion de temps. Simplement, les ayant objectivés, nous demandons aux accompagnants du patient de ralentir leur débit de la parole, ce qui permet de voir immédiatement se majorer le score d'intelligibilité.

JE CROIS QUE NOUS AVONS FAIT LE TOUR DE CE QUE VOUS CONSIDÉREZ NÉCESSAIRE À RÉALISER À L'OCCASION D'UN BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE. JE SOUHAITE MAINTENANT SAVOIR SI VOUS PRATIQUÉZ DES TESTS À VISÉE PRONOSTIQUE ?

Oui effectivement, nous en pratiquons et certains sont notés pendant l'anamnèse ou lors des examens.

C'est en particulier le temps de réponse vocal qui est un critère intéressant sur la vivacité à recevoir, à décoder et à répondre lors d'une conversation.

En outre, nous observons tout particulièrement l'attention du patient, sa fatigabilité, son anxiété, sa nervosité et sa motivation pour l'appareillage, tous ces éléments nous semblant être tout à fait importants au plan pronostic.

Précis d'Audioprothèse « Production, phonétique acoustique et production de la parole »

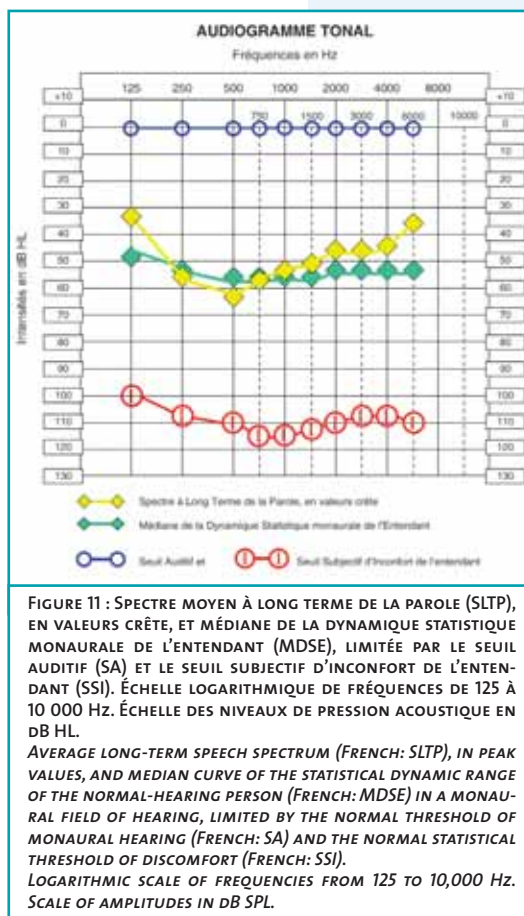


FIGURE 11 : SPECTRE MOYEN À LONG TERME DE LA PAROLE (SLTP), EN VALEURS CRÊTE, ET MÉDIANE DE LA DYNAMIQUE STATISTIQUE MONAURALE DE L'ENTENDANT (MDSE), LIMITÉE PAR LE SEUIL AUDITIF (SA) ET LE SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT DE L'ENTENDANT (SSI). ÉCHELLE LOGARITHMIQUE DE FRÉQUENCES DE 125 À 10 000 Hz. ÉCHELLE DES NIVEAUX DE PRESSION ACOUSTIQUE EN DB HL. AVERAGE LONG-TERM SPEECH SPECTRUM (FRENCH: SLTP), IN PEAK VALUES, AND MEDIUM OF THE STATISTICAL DYNAMIC RANGE OF THE NORMAL-HEARING PERSON (FRENCH: MDSE) IN A MONAURAL FIELD OF HEARING, LIMITED BY THE NORMAL THRESHOLD OF MONAURAL HEARING (FRENCH: SA) AND THE NORMAL STATISTICAL THRESHOLD OF DISCOMFORT (FRENCH: SSI). LOGARITHMIC SCALE OF FREQUENCIES FROM 125 TO 10,000 Hz. SCALE OF AMPLITUDES IN DB SPL.

We used to carry out many other tests for the subjective measurement of recruitment of loudness, such as the Luscher, Fowler, and Sisi tests. We have also sought this information by means of Bekesy automatic audiometry.

Unfortunately, the latter test is currently not very common. Modern audiometers are not always equipped with this battery of measurement tests for recruitment of loudness. It is thus very interesting to have an objective measurement such as the test of Metz.

AND FOR DISTORTIONS OF PITCH AND TIME?

With regard to the measurement of distortions of pitch, we do not carry out any tests. For the moment, we unfortunately lack any means of providing prosthetics for these pathologies, but we feel that the progress linked to digitization can perhaps one day take these problems into account.

But for the study of distortions of time, when we suspect its existence based on the anamnesis and observation of the patient during the hearing-aid orientation evaluation,

we carry out a search for problems in temporal discrimination using the Leman-Renard tone-burst test. This test allows for using broadband white noise or bands of noise to measure the perception of a silence generated during the emission of the noise band.

Unfortunately, with current hearing aids, we do not have solutions for these problems of time distortion. But by measuring them, we can ask those close to the patient to slow their rate of speech, which allows for an immediate increase in intelligibility scores.

I THINK WE'VE HAD A THOROUGH LOOK AT WHAT YOU CONSIDER NECESSARY TO CARRY OUT DURING A HEARING-AID ORIENTATION EVALUATION. I'D LIKE TO KNOW IF YOU PRACTICE PROGNOSTIC TESTS?

Yes, we do these tests, and some of them are noted during the anamnesis or examinations. In particular, we note the speech response time, which is an interesting criterion regarding the responsiveness for receiving, decoding, and responding during a conversation.

In addition, we give particular care to patients' attentiveness, their resistance to fatigue, their anxiety, their nervousness, and their motivation for hearing-aid fitting, all elements that seem to be very important for prognosis.

Lastly, we practice, in a non-systematic yet quite frequent fashion, a measurement of immediate memory by using a measurement of memory span for figures. This indication is extremely useful to inform patients as to a possible weakness of their memory. This weakness has no relation to age, intelligence, or socio-cultural level, but it can make it difficult for patients to decode the speech of a fast talker and to use

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

contextual hints in all discussions with all speakers. This is in fact one of the questions asked during the anamnesis, and when the response is positive, we carry out this measurement for memory to discover immediate memory capacity (Fig. 12).

EQUIPPED WITH THESE VITAL REMINDERS, COULD YOU NOW DESCRIBE THE PRINCIPLE OF THE PRE-SETTING METHOD?

The key idea of the Pre-Setting method is the following:

To transfer, thanks to the gain offered by the hearing aid, the median curve of the statistical dynamic range of hearing for normal-hearing persons to the median curve of the residual dynamic range of hearing of the hearing-impaired person. It implies two obligations:

- to prevent any amplified signal to reach, and much less exceed, the values of the threshold of discomfort
- to regulate the differential energies between a soft sound and a loud sound in the residual dynamic range.

WITH BOORSMA'S IDEA AS YOUR STARTING POINT, WHAT WAS THE INTELLECTUAL JOURNEY YOU TOOK TO REACH THIS METHOD?

Boorsma's idea was to use the hearing aid to take the patient to the level of the median point between the threshold of hearing and the subjective level of discomfort, for an input level corresponding to the 55-phonon isosonic.

Our intellectual journey began by very precisely analyzing the normal statistical field of hearing, and so we of course started off with norms that indicated:

- "The normal relations existing between the level of acoustic pressure and the frequency of pure sounds of equal loudness.

- The normal values of the free-field binaural threshold of hearing".

This norm clearly indicated the following conditions of applicability:

"a) the sound source is facing the listener

b) the sound propagates toward the listener in the form of a flat wave in a progressive free field

c) the level of acoustic pressure with respect to the reference pressure of 2×10^{-5} Pascals is measured in the absence of the listener

d) listeners are otologically normal subjects aged between 18 and 25 years inclusive."

Knowing the work of Caussé and

Chavasse cited above, we increased this binaural free-field threshold of hearing by 3 dB to offer a monaural free-field threshold. Then we noted the values in dB SPL for each frequency.

As the subjective threshold of discomfort is located on the 120-phonon isosonic curve, we then proceeded to identify the values for it in dB SPL for each frequency. We then found the exact values for the statistical dynamic range for monaural hearing of a normal-hearing subject.

Starting with this step, it was easy to trace the median value of the statistical dynamic range for monaural hearing of a normal-hearing subject (Fig. 13).

Et enfin, nous pratiquons de façon non systématique mais très fréquente, une mesure de la mémoire immédiate par l'intermédiaire d'une mesure d'empans de chiffres. Cette indication est extrêmement utile pour renseigner les patients sur une éventuelle faiblesse de cette mémoire. Elle n'a aucun rapport avec l'âge, l'intelligence ou le niveau socioculturel, mais elle peut pessimiser grandement la capacité à décoder le discours d'un locuteur rapide et à utiliser la suppléance contextuelle dans toutes les discussions avec tous les locuteurs. C'est d'ailleurs une des questions posées lors de l'anamnèse et lorsque la réponse est positive, nous effectuons cette mesure de mémoire pour nous assurer des capacités mnésiques immédiates (Fig. 12).

NANTIS DE CES RAPPELS INDISPENSABLES, POUVEZ-VOUS DÉCRIRE LE PRINCIPE DE LA MÉTHODE 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 à fortiori de dépasser les valeurs du seuil d'inconfort,
- Réguler dans la dynamique résiduelle les énergies différentielles d'un son faible à fort.

PARTANT DE L'IDÉE DE BOORSMA, QUEL A ÉTÉ VOTRE CHEMINEMENT INTELLECTUEL POUR ABOUTIR À LA MÉTHODE ?

L'idée de BOORSMA était d'amener par l'intermédiaire de la prothèse l'audition du patient au niveau du point médian compris entre seuil auditif et niveau subjectif d'inconfort et ce, pour un niveau d'entrée correspondant à l'isotonique 55 phonon. Notre cheminement intellectuel a consisté tout d'abord à analyser très précisément le champ auditif statistique normal et nous sommes évidemment partis des normes qui indiquaient :

- « Les relations normales existant entre le niveau de pression acoustique et la fréquence de sons purs de sonie égale.

- Les valeurs normales du Seuil d'Audition binaurculaire en champ libre ».

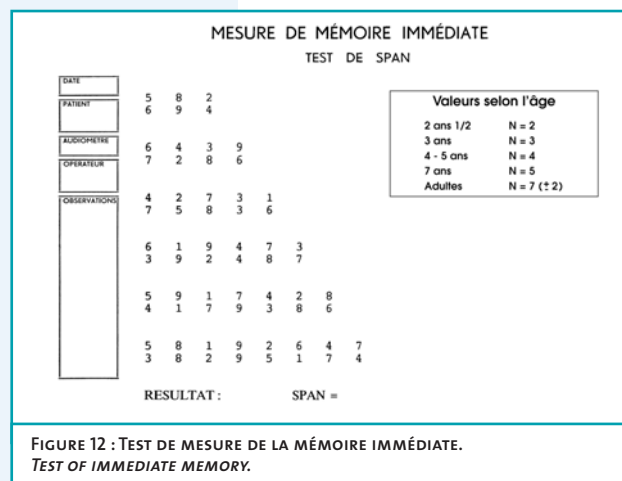
Cette norme précisait bien les conditions d'applicabilité qui étaient que

« a) la source sonore fait face à l'auditeur ;

b) le son se propage vers l'auditeur sous la forme d'une onde plane progressivement libre ;

c) le niveau de pression acoustique par rapport à la pression de référence 2×10^{-5} Pascal est mesuré en l'absence de l'auditeur ;

d) les auditeurs sont otologiquement normaux et leur âge est compris entre dix-huit et vingt-cinq ans inclusivement »



Connaissant les travaux de CAUSSÉ et CHAVASSE, que nous avons cités précédemment, nous avons majoré ce seuil d'audition binaurculaire en champ libre de 3 dB pour aboutir au seuil monaurculaire en champ libre. Puis nous en avons repéré les valeurs, en dB SPL, fréquence par fréquence.

Le Seuil Subjectif d'Inconfort étant situé sur la courbe isotonique 120 phonon, nous en avons de la même façon repéré les valeurs, en dB SPL, fréquence par fréquence.

Nous avons ensuite pu préciser les valeurs exactes de l'étendue de dynamique monaurale statistique de l'audition de l'entendant. A partir de cette étape, il devenait facile de tracer la médiane de la dynamique statistique monaurale de l'entendant (M.D.S.E.) (Fig. 13).

Bien entendu, cette analyse, à partir des normes sur des graphiques en dB SPL, était transposable sur des graphiques en dB HL, utilisés quotidiennement par les O.R.L., les audioprothésistes et les orthophonistes (Fig. 14).

L'observation attentive du milieu de la dynamique monaurale dans un graphique SPL nous a montré que chez l'entendant les valeurs, en dB SPL, du milieu de la dynamique présentent des différences de l'ordre de 20 dB entre celles de la fréquence 125 Hz (73.5 dB) et celles de la fréquence 4 000 Hz (52.5 dB) (Tableau 2).

Cette observation nous conduit à rappeler que :

- Les différences de valeur d'une fréquence à l'autre sont à peu près les mêmes pour les sons d'une parole émise à un niveau d'intensité donné.
- Le niveau moyen de la parole correspond à peu près au milieu de la dynamique de l'audition de l'entendant.

Dès la publication de la méthode nous avons attiré l'attention sur cette **double observation qui était fondamentale** à notre sens : elle est capitale d'ailleurs pour comprendre l'idée même du Pré-Réglage, qui est un simple transfert des milieux de dynamique par l'intermédiaire du gain de la prothèse.

Nous avons écrit : 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.**

Mais on aurait pu très bien dire :

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

On aurait pu très bien dire aussi :

Interdire à tout signal amplifié (parole ou bruit) d'atteindre et à fortiori de dépasser les niveaux des Seuils d'Inconfort du sourd.

Et ajouter bien sûr :

Répartir l'énergie différentielle d'une parole faible à forte de façon régulière dans cette dynamique résiduelle.

Si l'on regarde attentivement le graphique résumant l'idée maîtresse de la méthode du Pré-Réglage sur un graphique en dB HL, on voit que l'idée initiale de BOORSMA avait été, pour la fréquence 1.000 Hz, de prendre chez le sourd le point médian entre le Seuil Auditif et le Seuil d'Inconfort et de le comparer à 55 phones. BOORSMA avait très vite abandonné cette ligne de référence 55 phones pour lui préférer 55 dB HL pour toutes les fréquences.

C'est justement le milieu de la dynamique statistique monaurale de l'entendant qui correspond à l'énergie moyenne des sons de parole et qui est égale pour les fré-

Of course, this analysis, using the norms on graphs in dB SPL, could be transposed to the graphs in dB HL used on an everyday basis by ENTs, audioprosthesis, and speech therapists (Fig. 14).

Attentive observation of the middle of the monaural dynamic range on a dB SPL graph showed that for normal-hearing subjects, these values presented differences on the order of 20 dB between those at 125 Hz (73.5 dB) and those at 4000 Hz (52.5 dB) (Tab. 2).

This observation leads us to recall that:

-The differences in value from one frequency to another are about the same as those for sounds of speech emitted at a given level of intensity.

-The average level of speech corresponds roughly to the median of the dynamic range of a normal-hearing person.

When we published this method, we stressed this **dual observation that was fundamental** in our minds: it is capital for understanding the very idea of the Pre-Setting method, which is a simple transfer of the midpoints of the dynamic range by means of the gain offered by the hearing aid. We wrote that the key idea of the Pre-Setting method is as follows:

To transfer, thanks to the gain offered by the hearing aid, the median curve of the statistical dynamic range of hearing of a normal-hearing person to the median curve of the residual dynamic range of hearing of the hearing-impaired patient.

But we could as easily have said:

To transfer, thanks to the gain offered by the hearing aid, the average statistical energy of the sounds of speech to the level of the median curve of the residual dynamic range of hearing of the hearing-impaired patient.

And we could also have said:

To prevent any amplified signal (speech or noise) from reaching, and much less exceeding, the threshold of discomfort of the hearing-impaired person.

To which we would add:

To spread the differential energy from soft speech to loud speech in a regular fashion over this residual dynamic range.

If we look carefully at the graph summarizing the key idea of the Pre-Setting method on a graph in dB HL, we see that Boorsma's initial idea was, for the 1000 Hz frequency, to take for the hearing-impaired patient the median between the threshold of hearing and the threshold of discomfort, and to compare it at 55 phones. Boorsma very quickly gave up this reference line of 55 phones, preferring instead 55 dB HL at all frequencies.

The average energy of the sounds of speech corresponds in fact to the median curve of the statistical dynamic range of monaural hearing for a normal-hearing person, and this is equal for discrete frequencies between 250 and 6000 Hz to 55 dB HL (± 2 dB). We have always said that Boorsma's premonition was genius.

Given the errors that have unfortunately at times been made, we must note that the median curve of the monaural dynamic range observable on a graph in dB SPL does not correspond, for a normal-hearing person, to an isosonic line or a regular value in dB SPL.

In fact, the median curve of the statistical dynamic range of a normal-hearing person has nothing to do with an isosonic line!

We chose the term "theoretical median of the

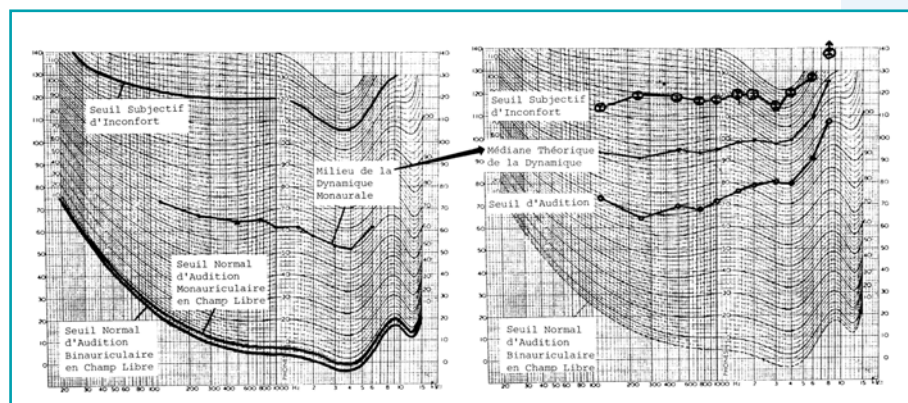


FIGURE 13 : LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE TRANSFÈRE, PAR LE GAIN DE LA PROTHÈSE, LES VALEURS DU MILIEU DE LA DYNAMIQUE MONAURALE DE L'ENTENDANT AU NIVEAU DES VALEURS DE LA MÉDIANE THÉORIQUE DE LA DYNAMIQUE DU SOURD.

THE PRE-SETTING METHOD TRANSFERS, BY THE GAIN OF THE HEARING AID, THE VALUES OF THE MEDIAN CURVE OF THE MONAURAL DYNAMIC RANGE OF THE NORMAL-HEARING PERSON TO THE LEVEL OF THE VALUE OF THE THEORETICAL MEDIAN CURVE OF THE DYNAMIC RANGE OF THE HEARING-IMPAIRED PERSON.

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

dynamic range" rather than "median of the dynamic range" because while we are very precise as to the determination of the threshold of hearing, there is a margin of uncertainty in the determination of the threshold of discomfort when patients do not present any discomfort at the upper limit of the power of the audiometer. In this case, we estimate the level of the subjective threshold of discomfort as described above. Any error in this determination is divided by two by the median of the dynamic range of hearing of the hearing-impaired subject. The use of the adjective "theoretical" is tied to the possibility of a small error leading to a slight shift in the location of the median of the residual dynamic range of hearing in the hearing-impaired.

In addition, we must not confuse this median of the dynamic range with a median of comfort, a mistake made by certain inattentive people. **By this indication of a theoretical median of the dynamic range, we mean the median curve of the residual dynamic range of hearing of a hearing-impaired subject. This is of extreme importance, for this median of the residual dynamic range of hearing will be used to determine the gain offered by the hearing aid.**

THE KEY IDEA OF THE PRE-SETTING METHOD IS THUS TO TRANSFER, BY THE GAIN OFFERED BY THE HEARING AID, THE MEDIAN CURVE OF THE STATISTICAL DYNAMIC RANGE OF HEARING OF A NORMAL-HEARING PERSON TO THE MEDIAN CURVE OF THE RESIDUAL DYNAMIC RANGE OF HEARING OF A HEARING-IMPAIRED PERSON. BUT WHAT ABOUT THE GAIN AT OTHER INTENSITIES?

During the first presentation of the Pre-Setting method in 1978, we only had available hearing aids with linear gain, so the gain that was defined for the input level corresponding to the midpoint of the statistical dynamic range of hearing of a normal-hearing person was the same as for all other input levels. This was true up until the maximum output level calculated to not reach, and certainly to not exceed, the subjective thresholds of discomfort for each frequency. This limitation was done by an AGCI or an AGCO with Peak Clipping to act as a strict limiter during the attack time of the compression. The trigger threshold of these compressions was often quite high in intensity.

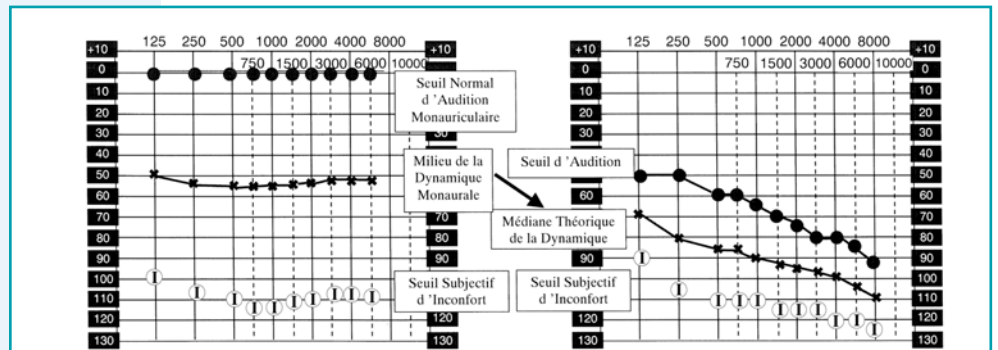


FIGURE 14 : LE GAIN DE LA PROTHÈSE TRANFÈRE LE MILIEU DE LA DYNAMIQUE MONAURALE DE L'ENTENDANT EN VALEUR HL AU NIVEAU DE LA MÉDIANE THÉORIQUE DE LA DYNAMIQUE DU SOURD EN dB HL.
THE GAIN OF THE HEARING AID TRANSFERS THE MEDIAN CURVE OF THE MONAURAL DYNAMIC RANGE OF THE NORMAL-HEARING PERSON IN HL VALUES TO THE LEVEL OF THE THEORETICAL MEDIAN CURVE OF THE DYNAMIC RANGE OF THE HEARING-IMPAIRED PERSON IN dB HL.

FREQUENCES (Hz)	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Valeurs, en dB SPL, du seuil normal d'audition monaurculaire en Champ Libre.	+24	+14	+9	+8	+7	+6	+4	0	-1	+8
Majoration, en dB SPL, des valeurs de la moitié de la dynamique monaurculaire statistique de l'audition de l'entendant.	$\frac{99}{2} = 49,5$	$\frac{107}{2} = 53,5$	$\frac{111}{2} = 55,5$	$\frac{112}{2} = 56$	$\frac{113}{2} = 56,5$	$\frac{111}{2} = 55,5$	$\frac{108}{2} = 54$	$\frac{106}{2} = 53$	$\frac{107}{2} = 53,5$	$\frac{109}{2} = 54,5$
Valeurs, en dB SPL, du milieu de la dynamique monaurculaire statistique de l'audition de l'entendant.	+73,5	+67,5	+64,5	+64	+63,5	+61,5	+58	+53	+52,5	+62,5

TABLEAU 2 : VALEURS, EN dB SPL, DU MILIEU DE LA DYNAMIQUE MONAURALE STATISTIQUE DE L'AUDITION DE L'ENTENDANT.
VALUES, IN dB SPL, OF THE MEDIAN CURVE OF THE STATISTICAL MONAURAL DYNAMIC RANGE OF THE NORMAL-HEARING PERSON.

quences discrètes comprises entre 250 et 6.000 Hz à 55 dB HL (± 2 dB). Nous avons toujours dit qu'il y avait là de la part de BOORSMA une prémonition de génie.

Compte tenu des erreurs qui ont été parfois malheureusement commises, il faut bien préciser que le milieu de la dynamique monaurale observable sur un graphique en dB SPL ne correspond pas chez l'entendant à une ligne isosonique ni à une valeur régulière en dB SPL. Effectivement la Médiane de la Dynamique Statistique de l'Entendant (M.D.S.E.) n'a rien à voir avec une ligne isosonique !

Nous avons choisi la terminologie « Médiane Théorique de la Dynamique » plutôt que « Médiane de la Dynamique » car si nous sommes très précis au niveau de la détermination du Seuil Auditif, il subsiste parfois au niveau de la détermination du Seuil d'Inconfort une petite plage d'incertitude lorsque le patient ne présente pas d'inconfort dans la limite de puissance des audiomètres. Dans ce cas nous estimons le Niveau du Seuil Subjectif d'Inconfort comme nous l'avons dit plus haut. L'erreur éventuelle de détermination est divisée par deux au niveau de la ligne médiane de la dynamique de l'audition du sourd. L'utilisation du qualificatif « théorique » est donc en liaison avec l'éventualité d'une petite erreur entraînant un léger décalage de l'emplacement de la Médiane de la Dynamique résiduelle de l'audition du sourd.

Par ailleurs, il ne faut surtout pas confondre cette Médiane de la Dynamique avec une médiane de confort, ce que, par manque d'attention, certains auditeurs ou lecteurs ont confondu. **Par cette indication de Médiane Théorique de la Dynamique (M.T.D.) nous entendons le milieu de la dynamique résiduelle de l'audition du sourd. Ceci est d'une importance extrême car cette ligne médiane de la dynamique résiduelle de l'audition du sourd va servir pour la détermination du gain prothétique.**

L'IDÉE MAÎTRESSE DU PRÉ-RÉGLAGE EST DONC 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. MAIS QU'EN EST-IL DU GAIN AUX AUTRES INTENSITÉS ?

Lors de la première présentation du Pré-Réglage en 1978, nous n'avions à notre disposition que des appareils à gain linéaire et donc le gain qui était défini pour le niveau d'entrée correspondant au milieu de la Dynamique Statistique de l'Audition de l'Entendant (M.D.S.E.) était le même que pour tous les autres niveaux d'entrée. Ceci jusqu'au niveau de sortie maximum calculé pour ne pas atteindre ni a fortiori dépasser les Seuils Subjectifs d'Inconfort de chaque fréquence. La limitation se faisait par un A.G.C.I. ou un A.G.C.O. doublé par un Peak Clipping (P.C.) pour agir en limiteur strict pendant le temps d'attaque de la compression. Le seuil d'enclenchement de ces compressions était souvent assez élevé en intensité.

Toutefois pour des patients nécessitant une meilleure perception des sons faibles, le seuil d'enclenchement de la compression était baissé pour le fixer par exemple à 50, 40 ou 30 dB SPL d'entrée.

Ces temps anciens sont complètement révolus et nous avons à disposition actuellement des appareils à gain adaptatif. Lorsque la société ReSound présenta en 1989 l'aide auditive à gain adaptatif, le besoin de déterminer des gains cibles dépendant du niveau d'entrée est immédiatement apparu. Il est en effet impératif, pour les appareils à gain adaptatif, de recalculer les gains aux diverses intensités d'entrée souhaitées, à partir du gain déterminé par le Pré-Réglage qui lui-même n'est valable que par rapport à sa référence de signal d'entrée (M.D.S.E. en dB SPL).

C'est Léon DODELE qui a été le premier à présenter, lors de Journées de la Société Scientifique Internationale du Pré-Réglage, cette nouvelle technologie et à attirer l'attention sur la nécessité d'adopter la méthode aux performances techniques offertes par cette nouvelle génération d'amplificateur.

Dans le chapitre VIII du Tome II du Précis d'Audioprothèse, traitant de la présentation détaillée du Pré-Réglage, un paragraphe complet est dédié à l'explication des calculs qui ont permis d'aboutir à une formule de calcul du gain pour les différents niveaux d'entrée. Cette formule fait en sorte que pour un niveau d'entrée correspondant au seuil d'audition monaurculaire statistique de l'entendant, on se retrouve, par le gain de la prothèse, au niveau du seuil d'audition du sourd. De la même façon pour le seuil subjectif d'inconfort statistique de l'entendant on se retrouve au niveau du Seuil Subjectif de l'Inconfort du malentendant, et ce fréquence par fréquence.

Daniel CHEVILLARD a de la même façon, un peu plus tard, développé une formule similaire orientée tout à fait dans le même but.

Ainsi pour tous les niveaux d'entrée, peut être calculé, fréquence par fréquence, le Gain d'Insertion proposé par la méthode du Pré-Réglage. Le gain au 2cc découlera ipso facto de ce gain, compte tenu des corrections dont certainement nous parlerons plus loin.

CETTE RÉGULATION DU GAIN EN FONCTION DU NIVEAU D'ENTRÉE CORRESPOND DONC À LA SECONDE DES 2 OBLIGATIONS QUI DOUBLENT L'IDÉE MAÎTRESSE, À SAVOIR « RÉPARTIR L'ÉNERGIE DIFFÉRENTIELLE DES BRUITS OU DE LA PAROLE DE FAÇON RÉGULIÈRE DANS LA DYNAMIQUE RÉSIDUELLE ». EST-CE POUR CE MOTIF QU'EST CALCULÉ, POUR CHAQUE FRÉQUENCE, LE FACTEUR DE COMPRESSION UTILISÉ DANS LE PRÉ-RÉGLAGE ?

Effectivement le facteur de compression utilisé dans la méthode du Pré-Réglage est le facteur de compression basé sur l'audiométrie tonale. Comme nous l'avons évoqué précédemment, nous comparons, fréquence par fréquence, la dynamique statistique de l'entendant à la dynamique résiduelle du sourd, c'est-à-dire cette plage comprise entre le minimum perceptible et le maximum supportable. Etant entendu que pour nous le maximum supportable, qu'est le Seuil Subjectif d'Inconfort, est le tout début du désagrément et non pas un niveau d'inconfort notoire, voire un seuil de douleur. Le logiciel « La Cible » présente les valeurs de la dynamique tonale du sourd, fréquence par fréquence, avec le rappel de la

For patients requiring better perception of soft sounds, the trigger threshold of compression was lowered, for example to inputs of 50, 40, or 30 dB SPL.

Those days are long gone, and we now have adaptive-gain hearing aids. In 1989, when ReSound presented its adaptive-gain hearing aid, the need to determine target gains depending on the input level became immediately apparent. It is imperative for adaptive-gain hearing aids to recalculate the gains at the various desired input intensities from the gain determined by the Pre-Setting, which itself is only valid with respect to its input signal (statistical median of normal-hearing persons in dB SPL).

It was Léon Dodelé who during the Journées de la Société Scientifique Internationale du Pré-Réglage first presented this new technology and drew attention to the need to adopt the method with the technical performances offered by this new generation of amplifier.

In chapter VIII of volume II of the Précis d'Audioprothèse, which deals with the detailed presentation of the Pre-Setting method, a full paragraph is devoted to explaining the calculations that lead to a formula of calculating gain for the various input levels. This formula works so that, for an input level corresponding to the statistical threshold of monaural hearing of a normal-hearing person, we reach, by means of the gain offered by the hearing aid, the level of the threshold of hearing of the hearing-impaired person. Similarly, for the statistical threshold of discomfort of a normal-hearing person, we can reach the level of the subjective threshold of discomfort of the hearing-impaired person, frequency by frequency.

Likewise, a bit later, Daniel Chevillard developed a similar formula aimed at the same goal.

Thus, for all input levels, we can calculate for each frequency the insertion gain proposed by the Pre-Setting method. The 2cc coupler gain will automatically derive from this gain, given the corrections which we will discuss later.

THIS REGULATION OF THE GAIN ACCORDING TO THE INPUT LEVEL THUS CORRESPONDS TO THE SECOND OF THE TWO OBLIGATIONS THAT ACCOMPANY THE KEY IDEA, THAT IS TO SAY, "TO SPREAD THE DIFFERENTIAL ENERGY FROM SOFT SPEECH TO LOUD SPEECH IN A REGULAR FASHION OVER THIS RESIDUAL DYNAMIC RANGE". IS THIS HOW YOU CALCULATE, FOR EACH FREQUENCY, THE COMPRESSION FACTOR USED IN THE PRE-SETTING METHOD?

Indeed, the compression factor used in the Pre-Setting method is the compression factor based on the tonal audiometry. As we said earlier, we compare, for each frequency, the statistical dynamic range of a normal-hearing person with the residual dynamic range of the hearing-impaired person, that is to say, that range found between the minimum perceivable and the maximum bearable. It should be understood that for us, the maximum bearable level is the subjective threshold of discomfort, and is thus simply the very beginning of an unpleasant sensation, and not a level of definite discomfort or a threshold of pain.

The "La Cible" software presents the values of the tonal dynamic range of the hearing-impaired person, frequency by frequency, with a reminder of the statistic dynamic range of a normal-hearing person. It easily carries out the calculation of the compression factor based on this ratio. It is this compression factor calculated frequency by frequency that must be imposed on the hearing aid, channel by channel. Hence our great satisfaction in having hearing aids equipped with a large number of compression channels.

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

AND WITH REGARD TO THE FIRST OBLIGATION, WHICH YOU TIE IN YOUR PUBLICATIONS TO THE FAMOUS PRINCIPLE OF "FIRST DO NO HARM"?

It seemed to us absolutely indispensable during the initial presentation of the Pre-Setting method, to recommend immediately following the indication of the key idea of the method a first obligation which is to prohibit any amplified signal for reaching, and much less exceeding, the levels of the threshold of discomfort of the hearing-impaired person.

We have always been quite shocked by patients, adults or children, who do not like using their hearing aids because of an excessive perception of loud noises or impulse noises. This situation seemed illogical – and in fact, totally irresponsible – to us. This aggression with regard to the patient because of an exaggerated amplification, due to incorrect limitations, seems to us not only to involve the ethical responsibility of the audioprothesist, but also prevents the hearing aid from being worn regularly and with satisfaction by the patient.

When we have subjective thresholds of discomfort that are seriously and correctly measured, and when this analysis includes a measurement of the maximum acceptable speech level, and when the correlation of these two thresholds is confirmed, all that is then required is to prevent the maximum output level, ideally measured in vivo, and at least, after transposition, in the 2cc coupler, from reaching these levels.

In no case should a sound of strong intensity, an impulse noise, a shout, be allowed to aggress the patient.

This is truly the prime obligation, corresponding to the venerable precept of "first do no harm" of health professionals.

In any case, during the immediate testing of the effectiveness of the hearing aid, we must ensure, at the very least by means of a scan of frequencies at high intensity, along with impulse noises, that the patient remains totally at ease with the various amplified intensities of the hearing aid. There is no risk of harm when all precautions are taken for limiting the maximum output levels so as to avoid reaching the thresholds of discomfort.

For children, we must take into account the small space available in the residual cavity between the end of the earmold and the eardrum, and adapt the corrections to this size, taking into account the age of the child. The "La Cible" software takes into account, using the age of the child, an attenuation correction, given that the small cavity increases the energy that enters.

I WOULD NOW LIKE TO KNOW, ASIDE FROM THE INCONTTESTABLE INTEREST OF THE SPEECH AUDIOMETRY EVALUATION, WHAT PRACTICAL CONTRIBUTION IT CAN HAVE IN THE CALCULATIONS MADE BY THE PRE-SETTING METHOD?

In fact, we first study the correspondance between the subjective threshold of discomfort and the MAV.

This time, the problem is a bit more complex.

Under the condition of using an average speech spectrum, more or less amplified by the audiometer during the evaluation, it is possible to compare this average speech spectrum, amplified by increments of 5 dB, and the curve of the subjective thresholds of discomfort (Fig. 15 and 16, Tab. 3).

The slope of the long-term speech spectrum is compared to the slope of the curve of the subjective threshold of discomfort, in dB SPL from 250 to 6000 Hz (Fig. 17 and 18).

This comparison allows the audioprothesist to identify the frequency zones that lead to the indication of the MAV. There are either:

- only the lowest frequencies (250, 500, and 750 Hz): the

Dynamique Statistique normale. Il réalise aisément le calcul du facteur de compression basé sur ce ratio. C'est ce facteur de compression calculé fréquence par fréquence qu'il y a lieu d'imposer à la prothèse auditive, canal par canal. D'où notre grande satisfaction de disposer d'aides auditives dotées d'un grand nombre de canaux de compression.

QUANT À LA 1^{ÈRE} OBLIGATION POUR LAQUELLE VOUS FAITES RÉFÉRENCE DANS VOS PUBLICATIONS AU FAMEUX PRINCIPE DU « PRIMUM NON NOCERE » ?

Il nous a semblé effectivement absolument indispensable lors de la présentation initiale de la méthode du Pré-Réglage, de préciser sitôt après l'indication de l'idée maîtresse de la méthode, une première obligation qui consiste à interdire à tout signal amplifié d'atteindre, et à fortiori de dépasser, les niveaux du seuil d'inconfort du sourd.

Nous avons toujours été considérablement choqués par des patients, adultes ou enfants, ne supportant pas leur appareillage auditif pour le motif d'une perception excessive des bruits forts ou des bruits impulsionsnels. Cette situation nous semblait illogique et d'ailleurs tout à fait irresponsable. Cette agression du sourd pour cause d'amplification exagérée, car non correctement limitée, nous paraissait non seulement engager sérieusement la responsabilité de l'audioprothésiste mais encore ne pas permettre d'aboutir à un appareillage porté constamment et avec satisfaction.

A partir du moment où les Seuils Subjectifs d'Inconfort sont sérieusement et valablement mesurés, que cette analyse est doublée par une mesure du Maximum Acceptable Vocal et que la corrélation de ces deux seuils est validée, il suffit d'interdire que le Niveau de Sortie Maximum mesuré idéalement In vivo et pour le moins, après transposition, au coupleur de 2cc, n'atteigne ces niveaux. En aucun cas un bruit de forte intensité, un bruit impulsionsnel, un éclat de voix, ne doivent agresser le patient.

C'est véritablement la première obligation qui correspond à ce vieux précepte du « Primum non nocere » des professionnels de santé.

De toute façon, en contrôle immédiat d'efficacité prothétique, il est obligatoire de s'assurer, pour le moins avec un balayage de fréquences à forte intensité, mais aussi avec des bruits impulsionsnels, que le patient reste tout à fait serein face aux diverses intensités amplifiées par l'appareillage. Le risque de nuire est nul quand toutes les précautions ont été prises dans la limitation des Niveaux de Sortie Maximum afin de ne pas atteindre les seuils d'inconfort.

Chez l'enfant, il faut tenir compte de la petitesse de la cavité résiduelle située entre l'extrémité de l'embout et le tympan et adapter des corrections liées à cette taille, compte tenu de l'âge de l'enfant. Le logiciel « La Cible » tient compte, en fonction de l'âge de l'enfant, d'une correction en atténuation, liée au fait qu'une petite cavité majeure l'énergie qu'on lui adresse.

JE SOUHAITERAIS MAINTENANT SAVOIR, EN DEHORS DE L'INTÉRÊT NON CONTESTABLE DU BILAN VOCAL D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE, QUEL APPORT PRATIQUE IL PEUT AVOIR DANS LES CALCULS EFFECTUÉS PAR LA MÉTHODE ?

En fait, on étudie d'abord la correspondance entre le M.A.V. et les S.S.I. Cette fois, le problème est un peu plus complexe.

A condition d'employer un spectre de voix moyenne, plus ou moins amplifié par l'audiomètre pour effectuer son bilan, il est possible de comparer ce spectre de parole moyenne, amplifié de 5 en 5 dB, et la courbe des Seuils Subjectifs d'Inconfort (Fig. 15 et 16, Tableau 3).

La pente du Spectre à Long Terme de la Parole, est comparée à la pente de la courbe des SSI, en dB SPL, de 250 à 6.000 Hz (Fig.17 et 18).

Cette comparaison permet de repérer les zones fréquentielles qui ont occasionné l'indication du MAV. Il s'agit, soit :

- des seules fréquences graves (250, 500 et 750 Hz) : cas d'une pente de la courbe des SSI, en dB HL, soit descendante vers les fréquences aiguës, soit plate, soit ascendante vers les fréquences aiguës de moins de 17 dB,

- des seules fréquences aiguës (3.000, 4.000 et 6.000 Hz) : cas d'une pente de la courbe des SSI, en dB HL, ascendante vers les fréquences aiguës de plus de 27 dB,
- ou de la totalité des fréquences de 250 à 6.000 Hz : cas d'une pente de la courbe des SSI, en dB HL, ascendante vers les fréquences aiguës de 17 dB à 27 dB.

Le logiciel « La Cible » précise tout d'abord sur les graphiques que le M.A.V. correspond à la zone très grave, à la zone très aiguë ou au contraire à la totalité des fréquences.

Et c'est ici qu'apparaît l'apport pratique. Au plan de la validation clinique tout d'abord. D'un simple coup d'œil sur les graphiques proposés par le logiciel, on valide la concordance du M.A.V., indiqué par le patient, aux S.S.I. correspondants en fréquence, comme dit plus haut, et que l'on a soi-même, sans la participation active du patient, recueilli lors du bilan tonal.

Au plan de l'apport pour les calculs ensuite. Le logiciel effectue, dans cette seule zone fréquentielle de correspondance M.A.V. - S.S.I., un calcul des facteurs de compression basés sur l'audiométrie vocale. Ce sera le quotient des fameuses 30 dB, correspondant à la dynamique de la parole entre voix moyenne à un mètre et voix forte à vingt-cinq centimètres que nous avons évoquée plus haut, sur la taille de la dynamique vocale résiduelle du patient, à savoir la valeur du M.A.V. diminuée de la M.T.D.

Bien évidemment, le calcul des facteurs de compression n'est effectué qu'aux seules fréquences où le M.A.V. correspond aux S.S.I. et qu'aux seules fréquences où M.A.V. moins M.T.D. est plus petit que 30 dB.

Il est clair que pour son exécution, le Pré-Réglage s'appuie uniquement sur le facteur de compression basé sur l'audiométrie tonale.

Néanmoins, les trois indications du S.S.C.V., comparable à la M.T.D. vers 2.000 Hz, du M.A.V., positionné sur les zones fréquentielles qui l'ont engendré, et des facteurs de compression éventuellement calculés, permettent de valider une fois de plus la qualité du bilan d'orientation prothétique.

LA RIGUEUR DE LA MÉTHODE SEMBLE PARTICULIÈREMENT ADAPTÉE POUR LES APPAREILLAGES DE TYPE OUVERTS OU À ÉCOUTEURS DÉPORTÉS. QUE POUVEZ-VOUS NOUS EN DIRE ?

Effectivement, les appareillages dits « ouverts » sont indiqués pour de faibles pertes auditives avec une bonne conservation des fréquences graves. Ces fréquences graves

- slope of the curve of the subjective thresholds of discomfort, in dB HL, is either downward toward the higher frequencies, or flat, or upward toward the high frequencies at less than 17 dB
- only the highest frequencies (3000, 4000, and 6000 Hz): the slope of the curve of the subjective thresholds of discomfort, in dB HL, rises toward the higher frequencies at more than 27 dB
- or for all frequencies from 250 to 6000 Hz: the slope of the curve of the subjective thresholds of discomfort, in dB HL, rises toward the higher frequencies between 17 dB and 27 dB.

The "La Cible" software first of all defines on its graphs that the MAV corresponds to the very low zone, the very high zone, or all frequencies.

Here comes the practical contribution.

First, we can discuss the point of view of clinical confirmation. With just a glance at the graphics offered by the software, we can confirm the correspondence of the MAV indicated by patients with the corresponding subjective thresholds of discomfort by frequency, as described above, as well as with what we have noted, even without the active participation of patients, during the tonal evaluation.

Next, with respect to the contribution for calculations, the software carries out, within the frequency zone of the correspondence [maximum acceptable speech level] – [subjective thresholds of discomfort], a calculation of the compression factors based on the speech audiometry. This will be the 30 dB corresponding to the speech dynamic range between a mid-level voice at one meter, and a loud voice at 25 cm that we described above, on the size of the residual speech dynamic range of the patient, that is to say, the value of the MAV minus the theoretical median of the dynamic range.

Of course, the calculation of the compression factors is carried out only at those frequencies where the MAV corresponds to the subjective thresholds of discomfort, and to those where the MAV less the theoretical median of the dynamic range is less than 30 dB.

It is clear that to be properly implemented, the Pre-Setting method relies only on the compression factor based on the tonal audiometry. Nonetheless, the three indications of the subjective threshold of speech comfort, comparable to the theoretical median curve of the dynamic range at about 2000 Hz; the MAV, positioned on the frequency zones that created it; and the compression factors that may be calculated, allow us to again confirm the quality of the hearing-aid orientation evaluation.

THE RIGOR OF THE METHOD SEEMS PARTICULARLY APPROPRIATE FOR HEARING AIDS USING OPEN FITTING OR FITTING WITH THE RECEIVER IN THE CANAL. WHAT CAN YOU TELL US ABOUT THIS?

Indeed, open-fitting hearing aids are recommended for slight hearing loss with good conservation of low frequencies. These low frequencies continue to be perceived normally, while the mid-range and high frequencies are processed by the hearing aid. This means that for the same acoustic signal, a range of frequencies is naturally heard by the patient, and another frequency range is heard after processing by the hearing aid, thus after the modifications indicated by its settings.



FIGURE 15 : DIFFÉRENTS TYPES DE COURBES DES SSI EN dB HL. DIFFERENT TYPES OF SUBJECTIVE THRESHOLDS OF DISCOMFORT CURVES IN DB HL.

CORRECTIONS POUR PASSER DES dB HL AUX dB SPL									
Fréquence	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Correction	+14	+9	+8	+7	+6	+4	0	-1	+8

TABLEAU 3 : CORRECTIONS POUR PASSER DES dB HL AUX dB SPL. CORRECTIONS TO GO FROM DB HL TO DB SPL.

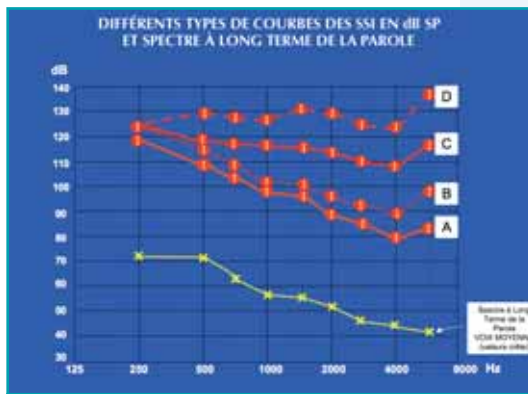


FIGURE 16 : DIFFÉRENTS TYPES DE COURBES DES SSI EN dB SPL ET SPECTRE À LONG TERME DE LA PAROLE ANALYSÉ EN VALEURS CRÊTE. DIFFERENT TYPES OF SUBJECTIVE THRESHOLDS OF DISCOMFORT CURVES IN DB SPL AND LONG-TERM SPEECH SPECTRUM ANALYZED BY PEAK VALUES.

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

Given this particularity, and the desires or demands of subjects with slight hearing loss (to improve intelligibility in difficult listening conditions, in noisy environments, etc.), it is extremely important that the amplification parameters be perfectly defined and confirmed.

It is the same for hearing aids with the receiver in the canal: they can allow for a better correction of high frequencies, which thus justifies proper control of the signal processing for all frequencies explored.

This is an essential point that highlights the interest of a rigorous use of a method of fitting that allows for a clear and precise definition of the amplification parameters, for all input intensities, and for all frequencies.

THE PRE-SETTING METHOD IS AN INSERTION GAIN METHOD. WHILE ALL THE ELEMENTS SUPPLIED ALLOW FOR FITTING THANKS TO IN VIVO MEASUREMENTS, WHAT IS THE SITUATION WITH REGARD TO WORKING WITH THE 2cc COUPLER?

From the very first presentation of the method in 1978, a great deal of work was carried out to offer statistical values that allow audioprosthetists to go from in vivo measurement to the 2cc coupler, even during the days of the Zwislocki coupler.

This work took into account all available literature, and allowed us to offer statistical values for the CORFIG (Correction Figure). This CORFIG was by definition an absolute value for the difference between the insertion gain and the 2cc-coupler gain. We assigned it a particular sign tied to the fact that we understand it to mean "insertion gain - 2cc-coupler gain".

At this time, we proposed CORFIG values for behind-the-ear, in-the-ear, in-the-canal, and completely-in-the-canal models.

When we go from the values of the insertion gain to the 2cc-coupler gain, the "La Cible" software uses these statistical values.

Likewise, for the RECD (real ear-coupler difference), many authors have studied the different output levels in a real ear, a 2cc coupler, or a Zwislocki coupler.

As of the very first publication of the Pre-Setting method, we thus proposed statistical correction values, which are in this particular case the same for all hearing aids.

Thus the software takes into account these statistical differences that allow a transfer from an in vivo output level to a 2cc-coupler output level.

It is interesting to note that all the calculations we carried out for transforming insertion gains to coupler gains, as well as the output levels measured in vivo and at the coupler, are used in exactly the same way in the CTM method of François Le Her.

These values are, as we have said, statistical values.

The "La Cible" software offers the option, for the CORFIG and the RECD, as well as for the natural ear resonance, to not use these statistical values, and to use instead the specific values for each patient.

In this case, there is simply room for obtaining greater precision, to compare, for example, for a hearing aid whose settings have not been modified, the insertion gains at 60 dB to the 2cc gain, and to carry out the same comparison at the maximum output level.

You then simply record the CORFIG and RECD values noted



FIGURE 17 : COURBE DES SSI DE TYPE B EN DB SPL ET SPECTRE À LONG TERME DE LA PAROLE AMPLIFIÉ PAR L'ATTÉNUATEUR DE L'AUDIOMÈTRE. DANS LE CAS D'UNE COURBE DES SSI DE TYPE B, LE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL EST OCCASIONNÉ PAR L'ENSEMBLE DES FRÉQUENCES DE 250 À 6000 Hz. IL S'AGIT D'UN CAS ASSEZ PEU FRÉQUENT.

TYPE-B CURVE OF SUBJECTIVE THRESHOLDS OF DISCOMFORT IN DB SPL AND LONG-TERM SPEECH SPECTRUM AMPLIFIED BY THE AUDIOMETER'S ATTENUATOR. IN THE CASE OF A TYPE-B CURVE, THE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL OCCURS FOR ALL FREQUENCIES FROM 250 TO 6000 Hz. THIS IS A FAIRLY RARE CASE.



FIGURE 18 : COURBE DES SSI DE TYPE D EN DB SPL ET SPECTRE À LONG TERME DE LA PAROLE AMPLIFIÉ PAR L'ATTÉNUATEUR DE L'AUDIOMÈTRE. DANS LE CAS D'UNE COURBE DES SSI DE TYPE D, LE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL EST OCCASIONNÉ PAR LES SEULES FRÉQUENCES GRAVES. IL S'AGIT DU CAS LE PLUS FRÉQUENT, CORRESPONDANT AUX COURBES DE SSI DE TYPE C ET D. À L'INVERSE, LA COURBE DES SSI DE TYPE A, POUR LAQUELLE LE M.A.V. EST OCCASIONNÉ PAR LES SEULES FRÉQUENCES AIGÜES, EST TRÈS PEU COURANT.

TYPE-D CURVE OF SUBJECTIVE THRESHOLDS OF DISCOMFORT IN DB SPL AND LONG-TERM SPEECH SPECTRUM AMPLIFIED BY THE AUDIOMETER'S ATTENUATOR. IN THE CASE OF A TYPE-D CURVE, THE MAXIMUM ACCEPTABLE VOCAL OCCURS FOR THE LOWEST FREQUENCIES. THIS IS THE MOST COMMON CASE, CORRESPONDING TO TYPE-C AND TYPE-D CURVES OF SUBJECTIVE THRESHOLDS OF DISCOMFORT. THE TYPE-A CURVE, IN WHICH THE MAV OCCURS BY HIGHER FREQUENCIES ONLY, IS VERY RARE.

continuent donc d'être perçues normalement tandis que les fréquences moyennes et aiguës sont, elles, traitées par l'aide auditive. Cela signifie que pour un même signal acoustique, une plage fréquentielle est entendue naturellement par le patient et une autre plage fréquentielle est entendue après l'action de l'aide auditive, donc après les modifications engendrées par ses réglages.

Compte tenu de cette particularité, et des volontés ou exigences des sujets porteurs de ces pertes auditives légères (améliorer leur intelligibilité dans des conditions d'écoute difficiles, en milieu bruyant...), il est extrêmement important que les paramètres d'amplification soient parfaitement définis et validés.

Il en est de même avec les aides auditives de type écouteurs déportés qui peuvent permettre une meilleure correction de fréquences aiguës, ce qui justifie donc une bonne maîtrise du traitement de signal pour l'ensemble des fréquences explorées.

C'est là un point essentiel qui souligne l'intérêt de l'utilisation rigoureuse d'une méthode d'appareillage qui permet une définition claire et précise des paramètres d'amplification, pour toutes les intensités du signal d'entrée et à toutes les fréquences.

LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE ÉTANT UNE MÉTHODE DE GAIN D'INSERTION, SI TOUS LES ÉLÉMENTS FOURNIS PERMETTENT L'ADAPTATION GRÂCE AUX MESURES IN VIVO, QU'EN EST-IL SI L'ON SOUHAITE TRAVAILLER AU COUPLEUR DE 2cc ?

Dès la présentation de la méthode en 1978, un très gros travail avait été effectué pour proposer des valeurs statistiques permettant de

passer de la mesure In vivo à la mesure au coupleur de 2cc, et même à l'époque au coupleur ZWISLOCKI.

Ce travail qui avait pris en compte toute la littérature a permis de proposer des valeurs statistiques pour le CORFIG (Correction Figure), ce CORFIG étant par définition une valeur absolue de différence entre gain d'insertion et gain en coupleur de 2cc. Nous l'avons affectée d'un certain signe lié au fait que nous l'entendons dans le sens « Gain d'insertion - Gain au coupleur de 2cc ».

Dès cette époque ont été proposées des valeurs de CORFIG pour le contour d'oreille, l'intra-auriculaire, l'intracanal et le semi-profond.

Lorsque l'on veut passer des valeurs de gain d'insertion au gain au coupleur de 2cc, le logiciel « La Cible » utilise ces valeurs statistiques qui lui ont été fournies.

De la même façon, pour le RECD (Real Ear Coupler Difference) où de nombreux auteurs ont étudié les différences entre les différents niveaux de sortie atteints dans une oreille réelle, un coupleur de 2cc ou un coupleur ZWISLOCKI.

Dès la première publication de la méthode du Pré-Réglage nous avons donc proposé des valeurs statistiques de correction, qui sont dans ce cas particulier les mêmes pour tous les appareils.

Ainsi, le logiciel tient compte de ces différences statistiques qui permettent de basculer d'un niveau de sortie In Vivo à un niveau de sortie au coupleur de 2cc.

Il est intéressant de préciser que tous les calculs de transformation du Gain d'Insertion en Gain au Coupleur ainsi que des niveaux de sortie mesurés In vivo et au coupleur que nous avons réalisés sont utilisés à l'identique dans la méthode CTM de François LE HER.

Ces valeurs sont, comme nous l'avons dit, des valeurs statistiques.

Le logiciel « La Cible » a prévu que l'on puisse, pour le CORFIG et le RECD, comme pour le GNO d'ailleurs, c'est-à-dire la résonance naturelle de l'oreille, ne pas utiliser ces valeurs statistiques et leur préférer les valeurs spécifiques de chaque patient.

Dans ce cas, il y a simplement matière pour obtenir une grande précision, à comparer, avec l'appareil non modifié dans ses réglages, le gain d'insertion à 60 dB par exemple, au gain 2cc et d'effectuer la même comparaison au niveau de sortie maximum.

Il suffit ensuite d'inscrire comme valeurs particulières du patient, les valeurs de CORFIG et de RECD relevées. Dans ce cas, bien entendu, les corrections seront bien plus précises que lorsqu'elles sont effectuées avec les valeurs statistiques.

PARLONS MAINTENANT DE CAS PARTICULIERS QUI ENTRAÎNENT CERTAINEMENT DES CORRECTIONS SPÉCIFIQUES. ET TOUT D'ABORD LORS D'APPAREILLAGE D'ENFANTS ?

De nombreuses études ont mis en évidence la différence entre les niveaux de sortie atteints dans une oreille réelle et dans le coupleur de 2cc.

Cette différence est liée au fait que le volume du Conduit Auditif Externe de l'adulte, et davantage encore celui de l'enfant, est nettement plus faible que 2cc. En effet BRATT en 1980 les a évalués respectivement à 1,26 et 0,66cc. En outre l'impédance du coupleur de 2cc ne correspond pas à celle du CAE humain.

Ces deux facteurs combinés ont pour effet un niveau de sortie dans l'oreille réelle significativement plus élevé que dans un coupleur de 2cc.

Cette différence a été appelée RECD ou Real Ear Coupler Difference.

Cette différence Oreille Réelle - Coupleur de 2cc est majorée chez l'enfant.

Nous avons donc tenu compte dans le Pré-Réglage de cette différence, qui globalement peut être arrondie à 5 dB pour un jeune enfant à la naissance et qui va se réduire totalement en dix années. Compte tenu de la date de naissance de l'enfant et du calcul de son âge, le logiciel atténue les valeurs de gain d'insertion et donc de gain au coupleur mais aussi les niveaux de sortie correspondant aux niveaux d'entrée calculés. Il en est de même pour les niveaux de sortie maxima calculés In Vivo ou au 2cc.

Dans un autre domaine, pour l'enfant, la valeur statistique du différentiel en dB entre le Seuil de Déclenchement du Réflexe Stapédien et le Seuil tonal à la même fréquence, n'est plus de 90 dB, valeur pour l'adulte, mais 110 dB.

Ainsi donc, par exemple, pour un enfant présentant un recrutement validé par un différentiel RS - SA < 60 dB, le facteur de compression basé sur le réflexe stapédien sera le ratio de 110 dB par rapport à la valeur spécifique de l'enfant. Si ce différentiel est de 55 dB, le facteur de compression proposé à cette fréquence sera de 2.

as the particular values of the patient. In this case, of course, the corrections will be much more precise than when they are carried out using the statistical values.

LET'S TALK NOW ABOUT SPECIAL CASES THAT CERTAINLY LEAD TO SPECIFIC CORRECTIONS, AND FIRST OF ALL, FITTING HEARING AIDS FOR CHILDREN.

Many studies have shown the difference between the output levels reached in a real ear and in the 2cc coupler.

This difference is tied to the fact that the volume of the ear canal of an adult, and even more so that of a child, is much smaller than 2cc. In fact, in 1980 Bratt measured them at 1.26cc and 0.66cc, respectively.

In addition, the impedance of the 2cc coupler does not correspond to that of the human ear canal.

The combination of these two factors has the effect of giving an output level in the real ear that is significantly higher than in a 2cc coupler.

This difference has been called the RECD (real ear coupler difference).

This difference between the real ear and a 2cc coupler is higher for children.

We have thus taken this difference into account in the Pre-Setting method, with a difference that can generally be rounded to 5 dB for a child at birth, and that will decrease to zero over the first ten years. Given the date of birth of the child and the calculation of their age, the software attenuates the insertion gain values, and thus the coupler gain, as well as the output levels corresponding to the calculated input levels. This is the same for the maximum output levels calculated in vivo and with the 2cc coupler.

In another field, the statistical value for children for the differential in dB between the value of the trigger threshold for the stapedian reflex and the tonal threshold at the same frequency is not 90 dB, its value for adults, but rather 110 dB.

Thus, for example, for a child presenting a recruitment of loudness confirmed by a differential [stapedian reflex] - [threshold of hearing] < 60 dB, the compression factor based on the stapedian reflex will be the ratio of 110 dB with respect to the specific value for the child. If this differential is 55 dB, the compression factor proposed at this frequency will be 2.

IN THE CASE OF STEREOPHONIC FITTING, WHAT ARE THE SPECIAL CORRECTIONS?

Once again, on the basis of the work of Causse and Chavasse, as long as the auditory perception for each ear is perfectly balanced, the binaural stereophonic addition, which was 3 dB for the threshold, rises to 6 dB for a suprathreshold value of 40 dB. Because the hearing of a person using a hearing aid is not at the threshold, but at clearly levels beyond the threshold, we have always offered an attenuation correction of 6 dB for a stereophonic fitting compared with a monaural fitting.

With increasing time and experience, this attenuation seemed excessive to us. The binaural summation of sound is a cortical summation. Thus, for normal-hearing subjects with perfectly balanced hearing in each ear, it is obvious that their subjective threshold of discomfort for 120 dB HL at 1000 Hz will be reached as of 114 dB, that is to say that each ear will simultaneously perceive 114 dB.

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

Our patients present reduced dynamic ranges when compared to the normal statistical dynamic range of hearing persons. It thus seemed more logical to us, for perfectly stereophonic fitting, to use a statistical stereophonic correction which is not at 6 dB, but is rather this value of 6 dB divided by the value of the ratio of the statistical dynamic range of normal-hearing persons in relation to that of the hearing-impaired person. Thus, for example, for a patient who, at a given frequency, presents a dynamic range half that of a normal-hearing person, this correction value of a decrease of 6 dB for stereophonic fitting will be limited in a ratio of 6 to 2, which is the ratio of the two dynamic ranges (normal hearing to hearing-impaired). And thus the attenuation will only be 3 dB. If, on the other hand, at a particular frequency or in a given zone of frequencies, it is impossible to reestablish the perfect balance of perceptions, the fitting at such frequencies will be binaural but not stereophonic. In such cases, the stereophonic correction must be zero.

For these particular frequencies, the audioprothesist will note "0 dB" in the "stereo corrections" section of the "La Cible" software, which will then use this value in its calculations.

This double modification in the strategy for correction in stereophonic fitting is important. It derives, as we have said, from our experience, as well as many exchanges with colleagues who are used to working with this method, and audiophonologist friends who have a very good understanding of Pre-Setting. It corresponds, when compared with earlier practice, to a great step forward. First of all, the correction in the case of a perfect binaural stereophonic restoration is no longer 6 dB, but rather 6 dB divided by the ratio of the two dynamic ranges. Second, in the case where it is impossible to restore a balance, we no longer undercorrect these frequency zones, for which we would previously have maintained a correction of 6 dB.

These are two innovations which are quite significant, and which have proven to be particularly satisfying on the basis of our current experience.

ARE THERE CORRECTIONS TO MAKE IN THE LOWER FREQUENCIES, OR IN OTHER FREQUENCY RANGES?

During the fitting of hearing aids with linear gain, and with the compression systems available at the time, we offered the audioprothesist the possibility of making an attenuation correction, in particular in the lower frequencies. We recommended -6 dB at 250 Hz and -3 dB at 500 Hz, given the fact that the patient is often in a situation of hubbub or a noisy environment, and these signals have a harmful masking effect on the highest frequency zones required for the identification of speech.

The hearing aids currently available are far more advanced than those mentioned above, so it seems clear that this proposition has become less pertinent, and that modern digital hearing aids can be free of this frequency correction for patients with perfect correction, at ease in noisy environments. In this case, there must be no frequency corrections (0 dB of correction).

But we can always imagine that in very special cases of post-fitting adaptation, following a very long period of sensory deprivation, or a life in a very particular and atypical setting. We can, for these cases, and not only for low frequencies, but also possibly for other frequencies, enter specific correction factors for the insertion gain calculated for Pre-Setting. Because of this, a line is available in the software to enter one or more frequency correction values.

DANS LE CAS D'APPAREILLAGES STÉRÉOPHONIQUES, QUELLES SONT LES CORRECTIONS PARTICULIÈRES ?

Compte tenu toujours des travaux de CAUSSÉ et CHAVASSE, la sommation stéréophonique binaurculaire qui était de 3 dB au seuil, pour peu que les perceptions auditives de chaque oreille soient parfaitement équilibrées, passe à 6 dB pour une valeur supraliminaire de 40 dB. Pour le motif que l'audition d'un malentendant appareillé est utilisée non pas au seuil mais à des niveaux nettement supralimitaires, nous avons toujours apporté une correction en atténuation de 6 dB lors d'un appareillage stéréophonique par rapport à un appareillage monaurculaire.

Avec le temps et l'expérience, cette atténuation nous a semblée excessive. En effet, la sommation binaurculaire de la sonie est une sommation centrale.

Ainsi, pour un sujet normo-entendant ayant une audition parfaitement équilibrée de chaque côté, il est évident que son Seuil Subjectif d'Inconfort de 120 dB HL à 1.000 Hz sera atteint dès 114 dB, c'est-à-dire dès que chaque oreille percevra simultanément 114 dB.

Nos patients présentent des dynamiques réduites par rapport à cette dynamique statistique normale de l'entendant. Il nous a donc semblé plus logique, en cas d'appareillage parfaitement stéréophonique, d'utiliser une correction stéréophonique statistique qui n'est plus de 6 dB mais qui est cette valeur de 6 dB divisée par la valeur du rapport de la dynamique statistique de l'entendant sur celle du sourd. Ainsi par exemple, pour un patient qui, à une fréquence donnée, présente une dynamique deux fois plus petite que celle de l'entendant, cette valeur de 6 dB de correction en diminution pour le cas d'un appareillage stéréophonique, sera limitée à 6 / 2, qui est le ratio des deux dynamiques de l'entendant sur celle du sourd. Et donc l'atténuation ne sera que de 3 dB.

Si, par contre, à une fréquence particulière ou dans une zone de fréquences donnée, il est impossible de rétablir un parfait équilibre des perceptions (dans ce cas, à cette ou ces fréquences, l'appareillage est binaurculaire mais non stéréophonique) la correction stéréophonique doit être nulle.

Pour ces fréquences particulières, l'audioprothésiste notera, dans le logiciel La Cible, 0 dB à « Corrections stéréo » et le logiciel bien sûr, privilégiera cette valeur.

Cette double modification de stratégie dans la correction de l'appareillage stéréophonique, apparaît importante. Elle est dérivée, comme nous l'avons dit, de notre expérience mais aussi de nombreux échanges avec des confrères, utilisateurs habitués de la méthode, et des amis audiophonologistes, parfaits connaisseurs du Pré-Réglage. Elle correspond, par rapport à la pratique précédente, à un grand pas en avant. En effet, d'une part la correction dans le cas d'une parfaite restauration binaurculaire stéréophonique n'est plus de 6 dB mais de 6 dB divisés par le ratio des deux dynamiques, et d'autre part, dans le cas où il s'avère impossible de restaurer un équilibrage, on ne sous-corrige plus ces zones de fréquences pour lesquelles on maintenait 6 dB de correction à l'époque.

Il s'agit donc de deux nouveautés tout à fait importantes qui d'ailleurs s'avèrent particulièrement satisfaisantes, eu égard à notre expérience actuelle.

EXISTE-T-IL DES CORRECTIONS À APPORTER DANS LES FRÉQUENCES GRAVES OU SUR D'AUTRES FRÉQUENCES ?

Lors d'appareillages à l'aide d'appareils à gain linéaire, et avec les systèmes de compression dont nous disposons à l'époque, nous avons donné à l'audioprothésiste la possibilité d'apporter une correction en atténuation, en particulier dans les fréquences graves. Nous préconisons - 6 dB à 250 Hz et - 3 dB à 500 Hz, compte tenu du fait que le patient est souvent dans une situation de brouhaha ou d'environnement bruyant et que ces signaux-là ont un effet néfaste de masquage sur les zones fréquentielles plus aiguës nécessaires à l'identification de la parole.

Les appareils auditifs dont nous disposons maintenant étant sans commune mesure plus perfectionnés que ceux que nous avons cités plus haut, il nous a semblé avéré

que cette proposition devenait moins utile et que les appareillages numériques modernes peuvent s'affranchir de cette correction fréquentielle pour des patients parfaitement corrigés et à l'aise dans des environnements bruyants. Dans ce cas les corrections fréquentielles doivent être nulles : 0 dB.

Mais on peut toujours imaginer que dans un cas très particulier de réadaptation post-appareillage, suite à une très longue privation sensorielle ou à une vie dans un environnement très particulier et atypique, on puisse, non seulement pour les fréquences graves mais éventuellement pour d'autres fréquences, apporter des valeurs particulières de correction au Gain d'Insertion prévu par le Pré-Réglage. De ce fait, une ligne a été maintenue dans le logiciel pour éventuellement saisir une ou des valeurs de correction fréquentielle.

LE CHOIX DES PARAMÈTRES DE RÉGLAGE EST-IL IDENTIQUE DANS LE CAS D'UN 1^{ER} APPAREILLAGE OU D'UN RENOUVELLEMENT ?

Lors du premier appareillage d'une surdité récente ou peu ancienne et quel que soit l'âge du patient et l'importance de cette surdité, on ne rencontre pas de difficulté particulière dans l'utilisation de la méthode du Pré-Réglage.

Dans le cas de surdités très anciennes, affectant des patients parfaitement aptes à se réadapter à des perceptions nouvelles, il faut parfois donner des consignes d'adaptation progressive en faisant augmenter petit à petit le nombre d'heures de port quotidien pour atteindre un port permanent en toutes circonstances. Dans ces cas, nous préconisons en outre de conseiller à ces patients de porter leur appareillage dans des conditions optimales de calme en début d'appareillage et de progresser petit à petit vers des situations plus délicates.

Par contre, si la surdité est très ancienne et que le patient présente des capacités d'adaptation particulièrement limitées, on peut être amené, **surtout sans baisser le gain**, à juguler davantage que prévu les niveaux de sortie maxima afin de ne pas exploiter toute la dynamique.

En d'autres termes, le P.C. régulera les bruits impulsionsnels en leur interdisant d'atteindre les niveaux du S.S.I. sur la base des calculs classiques décrits dans la méthode. Mais le facteur de compression sera plus important que celui auquel les calculs classiques aboutissent.

De la sorte, les impulsions seront perçues dans la totale dynamique, sans inconfort, et les bruits de durée supérieure au temps d'attaque de la compression seront perçus de façon plus atténuée qu'ils ne le devraient. Ceci afin de ne pas être perçus, même s'ils ne sont pas dangereux, comme agressifs, tout simplement parce qu'ils sont nouveaux en terme de sensations, l'intensité réelle de ces bruits d'environnement ayant été « oubliée » à cause du temps de privation. La longue privation sensorielle qui est notre pire ennemie affadit en effet les mémoires des anciennes stimulations.

En fonction de la mise en place de nouvelles mémorisations corticales basées sur des perceptions acoustiques corrigées, on pourra réexploiter éventuellement, petit à petit dans le temps, la dynamique résiduelle. En diminuant pas par pas le facteur de compression pour se diriger vers celui qui aurait été mis en place dès l'appareillage si la privation sensorielle n'avait pas eu cet effet d'affaiblissement des mémoires auditives.

Le cas du renouvellement d'appareillage mérite aussi que l'on s'y arrête.

Si l'appareillage précédent a été réalisé selon la méthode du Pré-Réglage et que le patient y est parfaitement adapté, le renouvellement sur la base de la méthode ne posera aucun problème.

Par contre, si la surdité a beaucoup évolué ou si l'appareillage précédent a été effectué de « façon non rigoureuse », il est important de s'interroger sur les capacités du patient à s'adapter à de nouvelles informations acoustiques.

Parfois, en effet, le patient appareillé est habitué à une certaine façon d'entendre, même si celle-ci est loin d'être optimale compte tenu de sa surdité.

Pour peu que s'ajoutent à cette habitude des aptitudes cognitives et mnésiques

IS THE CHOICE OF SETTING PARAMETERS THE SAME IN THE CASE OF A FIRST FITTING OR A REPLACEMENT FITTING?

During the first fitting of a recent or fairly recent hearing impairment, and whatever the age of the patient and the level of impairment, we find no particular difficulties in using the Pre-Setting method.

In the case of very old impairments, affecting patients who are perfectly fit to readapt to new perceptions, we must sometimes provide instructions for progressive adaptation, but slowly increasing the number of hours of use each day, to reach a stage of constant use in all circumstances. In these cases, we also recommend advising these patients to wear their hearing aid in optimal conditions of calm when they first begin, and then to progress slowly to more difficult situations.

On the other hand, if the hearing impairment is very old, and the patient presents a particularly limited capacity for adaptation, we can be lead, and especially without lowering the gain, to play with the maximum output levels so as to avoid using the entire dynamic range.

In other terms, the Peak Clipping will regulate the impulse noises by prohibiting them from reaching the levels of the subjective threshold of discomfort on the basis of the classic calculations described in the method. But the compression factor will be higher than those provided by the classic calculations.

By so doing, the impulses will be perceived over the entire dynamic range, without discomfort, and the noises with a length longer than the attack time of the compression will be perceived in a more attenuated fashion than they would otherwise be heard. We note that in any case, they are not dangerous, thanks to this correction, nor will they be perceived as aggressive. This would be a risk, simply due to the fact that they are new in terms of sensation, because the real intensity of these noises has been "forgotten" during the period of sensory deprivation. Indeed, our worst enemy is a long period of sensory deprivation that makes old stimulations fade from memory.

Depending on the creation of new cortical memorizations based on corrected acoustic perceptions, we may have the opportunity to reuse, little by little over time, the residual dynamic range. We then incrementally reduce the compression factor to move toward that which we would have used from the time of first fitting if the period of sensory deprivation had not had this fading effect in auditory memories.

The case of replacing the hearing aid also merits some attention.

If the previous fitting has been carried out using the Pre-Setting method and the patient has adapted well to it, replacing the hearing aid using this method will pose no problems.

But if the hearing impairment has changed significantly, or if the previous hearing aid fitting had been carried out in a "non rigorous fashion", it is important to consider the ability of the patient to adapt to new acoustic information.

Indeed, it sometimes happens that some patients with hearing aids are used to a certain way of hearing, even if it is far from optimal given their hearing impairment.

If we add to this habit slightly or seriously diminished cognitive or memory capacities, and low ability to adapt, it is clear that in this case, we should leave well enough alone. Thus we must sometimes "match" the earlier correction rather than force a patient to attempt a readaptation that will be impossible.

Of course, the responsibility of the audioprothesist as a therapist is to define, thanks to the entire orientation evaluation and prognostic tests, and with an acute clinical sense, the adaptive capacities for each patient.

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

WHAT ARE THE LIMITS OF THE PRE-SETTING METHOD?

At the risk of being redundant, we have just mentioned one of them, that is to say, the case of patients who have worn hearing aids for a certain time, in a certain way, and who have obtained some – often even significant – benefit, from them, but who no longer have the ability to adapt, given their limited cognitive and memory abilities. By sticking to the previous correction, but in terms of gain and for the various compression settings and limits on output levels, we offer a solution to which they do not need to adapt.

Other borderline cases exist, in particular in pathologies associated with distortions in pitch and time.

In 1979, with Old and Leman, we explained that at times, difficulties in time perception decreased the chances of success for hearing aid fitting. The ear's time discrimination capacity is in these cases pathological, and the phonetic intelligibility plateaus, even after a time for adapting to the new way of hearing without any apparent problem.

To go farther in the prognostic study with respect to what the click test can signal in terms of time discrimination capacity, we presented in 1993 with Leman and C. Renard, a test using tonal puffs that activate the various types of cells in the cochlear nucleus for the five types of response to nerve discharge.

The patient thus hears a narrowband or broadband signal of white noise, characterized by a upslope time of 2 milliseconds, a plateau of 96 milliseconds, and a downslope time of 2 ms. Immediately after this signal, the next one starts.

After 5 seconds, a 1-ms interval of silence is created by reducing the plateau time. Five seconds later, the interval increases to 2 ms, etc. (This Leman-Renard test is described in Volume I of the Précis d'Audioprothèse).

The prognostic information is richer in this measurement of time discrimination.

Unfortunately, hearing aids are not currently able to deal with these time-related pathologies.

Similarly, pitch distortions, which can be quantified by the frequency modulation method of Ballantyne and Cologéro, or Grasantì and König's test of constant stimuli, which are all described in the volume I of the Précis d'Audioprothèse, cannot for the moment be dealt with by any signal treatment in hearing aids.

We must all, with the support of manufacturers, come up with more complex solutions for information processing and technology for hearing aids to help these patients in particular difficulty.

Other limits can appear, such as that tied to a weakness of immediate memory.

In case of any doubt during the hearing-aid orientation evaluation, we recommend carrying out a test of memory span for figures. The score obtained (SPAN) reveals whether very-short-term memory is normal or not.

This prognostic indication is essential. Adult patients obtaining a score less than 5 (the normal being a SPAN of 7 ± 2) find themselves in a very difficult situation when they must understand someone speaking fast, or participate in a conversation in a group of several persons.

Their very-short-term memory capacity does not allow them to remember long enough what was just said so as to "fill in the linguistic gaps" and use mental compensation.

For the moment, given these memory or time-related difficulties observed in some patients, no solution allows us to sort out in the information of speech what is redundant and what could simply be shortened.

légèrement ou plus sérieusement diminuées, avec des capacités adaptatives faibles ou quasi nulles, il s'avère évident que dans ce cas « le mieux est l'ennemi du bien ». Ainsi, faudra-t-il parfois « coller » à la correction précédente plutôt que de forcer un patient à tenter une impossible réadaptation.

Bien évidemment, la responsabilité de l'audioprothésiste en tant que thérapeute est de définir, grâce à l'ensemble du bilan d'orientation et des tests à visée pronostique, et en s'appuyant sur un sens clinique aigu, les capacités adaptatives de chaque patient.

QUELLES SONT LES LIMITES DE LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE ?

Au risque d'être redondant, nous venons d'en citer une, à savoir le cas d'un patient appareillé déjà depuis un certain temps, d'une certaine façon et qui en tire un certain bénéfice, voire un bénéfice certain, mais qui n'a plus la capacité à s'adapter compte tenu de ses aptitudes cognitives et mnésiques limitées. En collant à la correction précédente, aussi bien au niveau du gain que des différents réglages de compression et de limitation des niveaux de sortie, on lui apporte une solution à laquelle il n'a pas à s'adapter.

D'autres limites existent, en particulier dans des pathologies associées de distorsion de la hauteur et du temps.

Nous avons expliqué en 1979 avec OLD et LEMAN que parfois des troubles de la perception temporelle pessimisaient le pronostic de l'appareillage. Le pouvoir séparateur de l'oreille étant, dans ce cas, pathologique, l'intelligibilité phonétique plafonne, même après un temps d'adaptation à la nouvelle façon d'entendre après appareillage, à un niveau inférieur à celui qu'il devrait atteindre en l'absence de tout trouble.

Pour aller plus loin dans l'étude pronostique par rapport à ce que signale, au niveau du pouvoir séparateur, un test de clics, nous avons présenté en 1993 avec LEMAN et RENARD C., un test utilisant des bouffées tonales qui mettent en action les différents types de cellules du noyau cochléaire pour les cinq types de réponse issus de la décharge nerveuse.

Le patient entend donc un signal de bande étroite de bruit blanc ou de bruit blanc bande large, caractérisé par un temps de montée de 2 millisecondes, un plateau de 96 millisecondes et un temps de descente de 2 millisecondes.

Sitôt après ce signal débute le suivant.

Au bout de 5 secondes est créé un intervalle de silence de 1 milliseconde par diminution du temps de plateau. 5 secondes plus tard, l'intervalle passe à 2 millisecondes, etc. (Ce test de LEMAN - RENARD est décrit dans le Tome I du Précis d'Audioprothèse).

L'information pronostique est plus riche dans cette mesure de la discrimination temporelle.

Malheureusement, la prothèse auditive n'est pas capable actuellement de traiter ces pathologies temporelles.

De la même façon les distorsions de hauteur, quantifiables par la méthode de modulation en fréquence de BALLANTYNE et COLOGERO ou par l'épreuve des stimuli constants de GRISANTI et KONIG, tests également décrits dans le Tome I du Précis d'Audioprothèse, ne peuvent, en l'instant, être prises en charge ni solutionnées par aucun traitement du signal dans l'appareil auditif.

Les uns et les autres, aidés des fabricants, devons réfléchir à des solutions plus complexes de traitement de l'information et de technologie en matière de prothèse, pour aider ces patients en particulière difficulté.

D'autres limites peuvent apparaître, comme celle liée à une faiblesse de la mémoire immédiate.

En cas de suspicion lors du bilan d'orientation prothétique, nous préconisons d'effectuer un test d'empans de chiffres. Le score obtenu (SPAN) est révélateur de la normalité ou non de la mémoire à très court terme.

Cette indication pronostique est essentielle. En effet des patients adultes, obtenant un score inférieur à 5 (la normale au test étant un SPAN de 7 ± 2), se trouvent dans une situation très difficile lorsqu'ils doivent comprendre un locuteur rapide ou participer à une conversation de groupe de plusieurs personnes.

Leur capacité mnésique à très court terme ne leur permet pas de se souvenir assez longtemps de ce qui vient d'être dit en l'instant pour « combler les trous acoustiques » et utiliser la suppléance mentale.

En l'instant, face à ces difficultés temporelles ou mnésiques que l'on peut objectiver chez nos patients, aucune solution ne nous permet de trier dans l'information du discours ce qui est redondant ou ce qui tout simplement pourrait être allégé en durée.

L'idée de prolonger la durée des transitions phonétiques au détriment de la durée des voyelles a été par exemple évoquée. Mais d'une part, un traitement de ce type en temps réel est actuellement une gageure et d'autre part les décalages temporels induits risqueraient de créer des décalages préjudiciables pour l'aide apportée par la lecture labiale. La seule solution que nous ayons pour l'instant est de conseiller à la famille, aux accompagnants et aux amis de tels patients, de réduire la vitesse de leur élocution. Nous avons parfaitement le souvenir d'une patiente âgée dont le pouvoir séparateur (à l'époque mesuré avec un test de clics) était 7 fois plus élevé que la normale statistique. Le ralentissement du rythme du discours d'environ 7 fois par rapport au débit classique permettait à cette patiente d'obtenir une parfaite compréhension de la conversation !...

PARLEZ-NOUS DE LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE ET DE L'INFORMATIQUE.

Nous avons présenté dans le Tome II du Précis d'Audioprothèse l'histoire des différentes solutions informatiques proposées pour réaliser le Pré-Réglage. La grande nouveauté d'aujourd'hui est que toutes les améliorations dont nous avons parlé dans notre entretien, par exemple pour les corrections stéréophoniques, ont été intégrées dans un nouveau logiciel « La Cible », que nous ne voulons pas détailler puisqu'il fait l'objet d'un chapitre dans ce numéro spécial des Cahiers de l'Audition, mais qui présente l'immense originalité de présenter le Pré-Réglage en liaison directe avec NOAH.

Ainsi donc les valeurs cibles de Gain d'Insertion ou de Gain au coupleur de 2cc, ou si l'on préfère, des Niveaux de sortie In vivo ou au 2cc, et ce, pour les niveaux d'entrée choisis par l'audioprothésiste, vont directement se positionner par « transparence » sur les écrans des courbes de chacun des appareils développés par chaque industriel. Si bien que, à condition d'avoir parfaitement saisi les données particulières de son patient, oreille par oreille, le logiciel va considérablement aider au réglage, via le Pré-Réglage, de toutes les prothèses auditives de tous les fabricants.

La lecture attentive du chapitre rédigé par Charles ELCABACHE vaut d'ailleurs mieux qu'un long discours de notre part.

QUELS CONSEILS DONNERIEZ-VOUS À UN CONFRÈRE SOUHAITANT CHOISIR LE PRÉ-RÉGLAGE COMME MÉTHODE DE CHOIX PROTHÉTIQUE ?

Nous pensons que la première des obligations est d'avoir étudié avec la plus grande attention possible la méthode, dans sa démarche de cheminement intellectuel mais aussi dans sa philosophie.

La méthode doit être étudiée avec la plus grande attention, afin que, bien connue et assimilée, elle serve non seulement de base de prédétermination à la correction auditive, mais permette aussi les ajustages éventuellement nécessaires en fonction des besoins particuliers de chaque patient, de la durée de privation, des limites liées au champ auditif résiduel, des difficultés éventuelles d'adaptation...

Le deuxième conseil que nous formulerions est surtout de ne pas s'imaginer qu'on puisse partir d'une méthode quelle qu'elle soit qui attire, pour la saupoudrer de

The idea of extending the length of phonetic transitions at the expense of the length of vowels has been raised, for example. But this type of real-time processing is a challenge, and the time lags induced would risk creating a harmful gap with respect to the help offered by lip reading. The only solution we currently have is to recommend that the family, friends, and others close to such patients should reduce their rate of speech. We recall an elderly female patient whose time discrimination capacity (at the time, measured with a click test) was seven times higher than the statistical norm. Slowing the rhythm of speech by about seven times with respect to the classical rate allowed this patient to obtain a perfect understanding of the conversation!...

WHAT ABOUT THE-PRE-SETTING METHOD AND COMPUTING?

In volume II of the Précis d'Audioprothèse we recalled the history of the various IT solutions for carrying out Pre-Setting. What is new today is that all the improvements we have discussed in this interview, for example stereophonic corrections, have been integrated in the new "La Cible" software, which we won't describe in detail, because it is the subject of its own chapter in this special issue of Les Cahiers de l'Audition, other than to present the immense originality of presenting Pre-Setting in direct connection with NOAH.

Thus the target values for insertion gain or 2cc-coupler gain, or if you prefer, the in vivo or 2cc output levels, and this, for the entry levels chosen by the audioprothésiste, will be directly positioned as a transparency on the screens of the curves of each of the hearing aids developed by each manufacturer. As long as one has the particular data for each patient and for each ear, the software will considerably help in setting, by means of Pre-Setting, all hearing aid models from all manufacturers.

An attentive reading of the chapter written by Charles Elcabcache is worth more than a long description here.

WHAT ADVICE WOULD YOU GIVE TO A COLLEAGUE WHO WISHES TO CHOOSE PRE-SETTING AS A METHOD OF HEARING AID CHOICE?

We think that the first obligation is to have studied with the greatest attention possible the method, its intellectual process, as well as its philosophy.

The method must be studied with the greatest attention so that once it is well understood and assimilated, it can serve not only as a basis for predetermining the hearing aid correction, but also allow for any adjustments that may be necessary according to the particular needs of each patient, their length of sensory deprivation, the limits of the residual field of hearing, possible difficulties of adaptation, etc.

The second piece of advice we would formulate is above all not to imagine that one can start with a method that is attractive, and to which you sprinkle in this or that idea from this or that author, and whip up your own custom method. We strongly warn against such intellectual excesses.

You must realize that the authors of various methods for hearing aid choice have often devoted years of their life to bibliographic research, design, writing, clinical studies, and experimentation of their method of hearing aid choice.

It would be most unfair to them to act as if they had merely assembled some random notions, and to forget their original methodological goal.

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

Thus, choosing an element from one method, adding a dash from another, and shaking it all well, with a sprinkling of a few personal concepts, often without any in-depth thinking, is amateurish, and even totally irresponsible!

Finally, the third piece of advice we would give to a colleague is to carry out the hearing-aid orientation evaluation with extreme care. As we mentioned at the beginning of this interview, from the anamnesis to the end of the prognostic tests, the evaluation must be completed systematically, the tests correlated to avoid the least error tied to the subjectivity of the patient or the audioprothesist. It is on the basis of these elements, with a complete and thorough evaluation, that the Pre-Setting method can be used.

The Pre-Setting method is an extremely strict and rigorous method, and it is thus logical that it is preceded by the same attention in the hearing-aid orientation evaluation.

DO YOU RECOMMEND TRIAL FITTINGS?

We think that these trials are a purely commercial operation, with the goal of capturing a patient and the hope of ending up with the "sale" of one or two hearing aids.

We think that our procedure must be radically different, and that as long as we ourselves have the certainty of success, given the perfect execution of the Pre-Setting method and the recommendations for use that we provide, and that are oriented toward constant wearing of the hearing aid in all circumstances, there is no need for a trial. In any case, in the most difficult special cases, for long sensory deprivation, inter-auricular dissymmetry, etc., a trial will not allow a patient to obtain a definitive result in a matter of a few hours or a few days.

In a way, patients are convalescents with respect to their hearing. They rediscover, thanks to their hearing aids, a perception of the elements of speech in their residual field of hearing. But they must then be reconditioned for this perception so as to be able to completely decode these elements of speech. This new recognition of form takes some time, sometimes quite a long time, during which progress continues to be made.

Thus fitting does not end with the delivery of the hearing aids. And French legislation is clear about this, when it uses the term "Délivrance de l'Appareillage Auditif" (delivery of the hearing fitting), which is immediately followed by a "Contrôle d'Efficacité Immédiate et Permanent et de l'Education Prothétique du patient appareillé" (control of the immediate and long-term effectiveness and prosthetic education of the fitted patient).

On the other hand we do receive patients sent by their ENT correspondents who have a very complex impairment. This is the case of very large inter-auricular dissymmetries, very long periods of sensory deprivation, collateral problems such as cognitive or memory disorders, or pathologies relating to the time scale, pitch, or even dementia.

In these cases in particular, we sometimes are not even certain ourselves that we will be able to see the patient adapt to new stimulations, even to the best and most well suited. In these special cases, we can carry out a trial in a domestic setting, which can last quite long, as long as three months.

For example, in cases of very large inter-auricular dissymmetries, on the order of much more than 60 dB, but when the median curves of the residual fields of hearing do not themselves exceed 60 dB of dissymmetry, we can attempt to carry out a binaural correction.

But as we are not absolutely sure that this dissymmetry, which would lead us to be pessimistic as to the results for the worse ear, can be corrected, we set up a fitting with a domestic trial and bi-weekly follow-ups. It is only after two or three months

telle idée de tel auteur, de telle autre idée de tel autre, bref de faire sa cuisine...

Nous ne pouvons que mettre en garde contre ces dérapages intellectuels.

Il faut savoir que les auteurs de diverses méthodes de choix prothétique ont souvent consacré des années de leur vie à la recherche bibliographique, à la conception, à la rédaction, à l'étude clinique et à l'expérimentation de leur méthode de choix prothétique.

Ce serait leur faire injure que de ne les percevoir que comme auteurs d'idées mises bout à bout, oubliant leur objectif méthodologique originel.

Choisir donc un élément d'une méthode, le saupoudrer d'un élément d'une autre méthode et enfin l'agiter après l'ajout de quelques idées personnelles, souvent non solidement approfondies, est du domaine du folklore pour ne pas dire de l'irresponsabilité !

Enfin le troisième conseil que nous donnerions à un confrère est d'effectuer son bilan d'orientation prothétique avec une rigueur extrême. En effet, nous l'avons évoqué au début de cet entretien, depuis l'anamnèse jusqu'à la fin des tests à visée pronostique, le bilan doit être systématiquement complet, les tests corrélés entre eux pour éviter la moindre erreur liée à la subjectivité du patient ou de l'audioprothésiste. C'est à partir de ces éléments, avec un bilan complet et sans faille, que peut être utilisée la méthode du Pré-Réglage.

La méthode du Pré-Réglage est une méthode extrêmement rigoureuse et stricte et il est donc logique qu'elle soit précédée par une obligatoire rigueur dans le bilan d'orientation prothétique.

PRÉCONISEZ VOUS LA RÉALISATION D'UN ESSAI D'APPAREILLAGE ?

Nous pensons que l'essai d'appareillage est une démarche exclusivement commerciale, dans le désir d'appropriation d'un patient, et dans le souhait d'aboutissement à une « vente » d'un ou de deux appareils.

Nous pensons que notre démarche doit être radicalement différente et qu'à partir du moment où nous-même avons la certitude de la réussite, sous condition d'une parfaite exécution du Pré-Réglage et des consignes de port que nous formulerons et qui sont orientées vers le port permanent en toutes circonstances de l'appareillage, il n'y a aucun motif à l'essai. De toute façon dans les cas particuliers les plus difficiles, de longues privations, de dissymétrie inter-auriculaire, un essai ne permettra pas au patient, en quelques heures ou en quelques jours, de se rendre compte d'un résultat définitif.

En quelque sorte, le patient est convalescent de son audition. Il retrouve, grâce à l'appareillage, une perception des éléments de parole dans son champ auditif résiduel. Mais il faut ensuite qu'il se reconditionne à cette perception pour pouvoir complètement décoder ces éléments de parole. Cette nouvelle reconnaissance de forme exige un temps, quelquefois assez long, pendant lequel les progrès vont perdurer.

L'appareillage n'est pas terminé lors de la délivrance des appareils. Le législateur a d'ailleurs très bien utilisé cette dénomination de « Délivrance de l'Appareillage Auditif » qu'il a également fait suivre du « Contrôle d'Efficacité Immédiate et Permanent et de l'Education Prothétique du patient appareillé ».

Par contre il nous arrive de recevoir des patients orientés par des correspondants O.R.L. et porteurs d'une surdité très complexe. C'est le cas des très grandes dissymétries inter-auriculaires, des très longues privations sensorielles, des troubles collatéraux que sont les troubles cognitifs ou mnésiques, ou les pathologies dans l'échelle du temps ou de la hauteur, voire des démences.

Dans ces cas-là, particulièrement, il s'avère que nous-même ne sommes pas certain de notre capacité à voir le patient s'adapter à de nouvelles stimulations, fussent-elles les meilleures et les mieux adaptées. Dans ces cas particuliers, nous réalisons un essai en milieu domestique, qui peut durer très longtemps et même jusqu'à 3 mois.

Par exemple, dans les cas de très grande dissymétrie inter-auriculaire, de l'ordre de

bien plus de 60 dB, mais lorsque les médianes des champs auditifs résiduels ne dépassent pas elles-mêmes en dissymétrie 60 dB, nous tentons une correction binauriculaire. Mais n'étant absolument pas sûr que cette dissymétrie, qui engendrait la pessimisation des résultats de la plus mauvaise oreille, soit récupérable, nous mettons en place un appareillage avec un essai domestique et des contrôles tous les 15 jours. Ce n'est qu'à terme de deux ou trois mois que le patient lui-même, dans ce type de cas particulier, en liaison avec son médecin O.R.L., son médecin généraliste, son conjoint, sa famille et nous même, prend la décision de prolonger ou non cet appareillage, en en percevant parfaitement l'efficacité mais aussi les limites.

Dans ces essais en milieu domestique de cas extrêmement difficiles, nous obtenons une décision positive d'appareillage, c'est-à-dire une décision d'appareillage prise de façon conjointe, une fois sur deux.

ENFIN, À L'ISSUE DE CET ENTRETIEN, COMMENT SITUEZ-VOUS LA MÉTHODE DU PRÉ-RÉGLAGE PAR RAPPORT AUX AUTRES MÉTHODES DE CHOIX PROTHÉTIQUE ET EN PARTICULIER PAR RAPPORT À LA MÉTHODE DU CTM DE FRANÇOIS LE HER ?

Nous nous attendions aussi à cette question finale car elle nous a souvent été posée. Tout le monde le sait, nous avons un jugement extrêmement sévère sur les méthodes de choix liminaire, qui laisseraient croire qu'on peut corriger une surdité en ne connaissant qu'un seuil tonal. Et à l'inverse, ayant développé avec beaucoup de travail et de rigueur une méthode à laquelle d'aucuns avaient déjà un peu pensé, nous avons été quelquefois affligés de voir des copies pseudo-conformes apparaître dans la littérature, sans aucune référence à la méthode dont nous venons de parler longuement, ce qui correspond plus à un plagia qu'à autre chose.

Par rapport aux autres méthodes de choix prothétique supraliminaires, ayant travaillé la méthodologie pendant de nombreuses années, dans une équipe très importante et au sein d'une société scientifique internationale incontestée de par le travail de ses membres, la S.S.I.P.R., ce qui a fait avancer notre propre réflexion, nous prenons en compte non seulement la dynamique tonale qui permet d'aboutir à un transfert des dynamiques et à un calcul des facteurs de compression, mais aussi nous proposons un calcul du facteur de compression à partir du recrutement. Ceci est tout à fait innovant.

De la même façon, nous avons tenu à nous assurer des zones fréquentielles qui engendraient l'inconfort vocal et à partir de cette connaissance, abouti à un mode de calcul des facteurs de compression basé sur l'audiométrie vocale, ce qui est également tout à fait novateur et permet de valider l'ensemble du bilan pour éviter toute erreur.

Les corrections dont nous avons parlé, comme pour l'enfant ou l'appareillage stéréophonique, tiennent aussi compte des dernières connaissances et des dernières réflexions. Elles sont, en ce qui concerne par exemple l'appareillage stéréophonique, tout à fait novatrices et n'existent dans aucune autre méthode. Elles permettent de s'adapter avec la plus grande précision possible au cas particulier de chaque patient.

Globalement, si l'on fait une revue comparée de la littérature, nulle part nous ne pensons qu'on atteigne un tel niveau de rigueur dans une méthode de choix prothétique. Avec son nouveau support informatique qu'est le logiciel « La Cible », nous estimons que la méthode du Pré-Réglage a atteint un stade particulièrement élevé d'efficacité.

Enfin, en ce qui concerne votre question de notre situation par rapport à la méthode du CTM de François LE HER, tous ont remarqué l'excellente amitié dans laquelle nous nous trouvons François LE HER et nous-même, et ce depuis des années et des années. Cette amitié n'a jamais été ternie par la moindre jalousie ni la moindre difficulté relationnelle, au contraire.

En tant qu'auteurs, nous avons beaucoup échangé, et même communiqué et publié ensemble.

that the patients themselves, in this particular case, and in conjunction with their ENT, their GP, their partner and family, and ourselves, take the decision to extend or not this choice, with the knowledge of its effectiveness, as well as its limits.

In these trials in domestic settings for extremely difficult cases, we generally obtain a positive decision for fitting, that is to say a decision for fitting made together, half of the time.

FINALLY, AS WE CONCLUDE THIS INTERVIEW, HOW WOULD YOU SITUATE THE PRE-SETTING METHOD WITH RESPECT TO OTHER METHODS OF HEARING AID CHOICE, AND IN PARTICULAR WITH RESPECT TO THE CTM METHOD OF FRANÇOIS LE HER?

We were also expecting this final question, for it's often been asked to us.

Everyone knows that we have an extremely severe judgment on the methods of threshold choice, ones that would have us believe that one can correct deafness with solely using information on the tonal threshold. And inversely, having developed with a great deal of work and rigor a method to which others had already given some thought, we have been at times upset to see pseudo-identical copies appear in the literature, with no reference to the method we have just described in detail, a practice which corresponds to plagiarism more than anything else.

With respect to other suprathreshold methods of hearing aid choice, we have worked on our methodology for many years, with a large team, and within the SSIPR, an international scientific society that is uncontested thanks to the work of its members, all of which has helped our own reflections progress. We take into account the tonal dynamic range that allows for a transfer of dynamic ranges and a calculation of the compression factors, but we also propose a calculation of the compression factor from the recruitment of loudness. This is totally innovative.

Likewise, we have been intent at protecting from frequency zones that would lead to speech discomfort, and based on this knowledge, have developed a method of calculation of compression factors based on speech audiometry, which is also innovative, and allows us to confirm the entire evaluation so as to avoid any errors.

The corrections we have discussed, such as those for children, or for stereophonic fitting, also take into account the latest knowledge and thinking on the subject. They are, for example, for stereophonic fitting, totally innovative, and exist in no other method. They allow us to adapt with the greatest precision possible to the particular case of each patient.

On the whole, if we carry out a comparative review of the literature, we think we would find nowhere else such a level of rigor in the method of hearing aid choice..

With its new computer support in the form of the "La Cible" software, we consider that the Pre-Setting method has reached a particularly high state of efficiency.

Lastly, with regard to your question about the François Le Her's CTM method, everyone has been able to observe our excellent friendship over many years. This friendship has never been marred by the slightest jealousy nor the least difficulty in our relations.

As authors, we have often exchanged thoughts, and even lectured and published together.

Speaking on a personal note, if you will allow, I would say that I have a deep admiration for François Le Her's skills, experience, humanism, and in addition, his extraordinary bibliographic knowledge. He is a very good friend. I think that our methods have evolved over time in part thanks to our frequent

QUESTIONS SUR LE PRÉ-RÉGLAGE / QUESTIONS ON THE PRE-SETTING METHOD

Interview de Xavier Renard par François Degove

Interview of Xavier Renard by François Degove

exchanges tied to this friendship. In truth, we are not at all competitors, but simply the two authors of the only two French methods that have had the advantage of lasting over time, which certainly confirms their suitability.

Moreover, François Le Her does not hesitate, for example, in the case of fitting very young children, to use the Pre-Setting method. This is a great honor for me, when one knows the crucial importance that fitting such young children has for me.

His choice is significant because, even if our philosophies are a bit different, for a given patient, our targets are truly extremely close to each other.

In fact, we have carried out analyses on a great number of patients to confirm what I have just told you. And a patient corrected using either the CTM or the Pre-Setting method will have on the whole, and with very few differences, the same stimulations and the same limits on stimulations.

It was a great honor and a great pleasure to welcome you and answer your questions during this interview, knowing that the "La Cible" software, developed by Christian Vial and Charles Elcabache, proposes for hearing aid choice both the CTM and Pre-Setting methods.

En m'exprimant à titre personnel si vous le permettez, je dirai que j'ai une profonde admiration pour sa compétence, son expérience, son humanisme et en plus pour ses connaissances bibliographiques extraordinaires. C'est un grand ami. Je pense que nos méthodes ont évolué dans le temps grâce, aussi, à ces nombreux échanges liés à cette amitié. En vérité, nous ne sommes pas du tout des concurrents, mais tout simplement les deux auteurs des deux seules méthodes françaises qui ont eu l'avantage de durer dans le temps, ce qui confirme certainement leur validité.

De plus, François LE HER n'hésite pas, par exemple dans le cas d'appareillages de très jeunes enfants, à utiliser le Pré-Réglage. Ceci m'honore infiniment quand on sait quelle importance cruciale revêt à mes yeux l'appareillage de si jeunes patients.

Son choix est significatif du fait que, même si les philosophies sont un peu différentes, finalement, pour un patient déterminé, nos cibles sont véritablement extrêmement proches l'une de l'autre.

Nous avons d'ailleurs mené des analyses sur un grand nombre de patients pour valider ce que je viens de vous dire. Effectivement, un patient corrigé par la méthode du CTM ou corrigé par le Pré-Réglage, va bénéficier globalement, à très peu de différence près, des mêmes stimulations et des mêmes limitations des stimulations.

C'est donc un immense honneur et un très grand plaisir d'avoir pu vous recevoir pour répondre à vos questions lors de cet entretien, sachant que le logiciel La Cible, développé par Christian VIAL et Charles ELCABACHE proposait comme méthode de choix prothétique, le CTM et le Pré-Réglage.

THANK YOU VERY MUCH, MR. RENARD.

MONSIEUR RENARD, JE VOUS REMERCIE.

L'annuaire Français d'Audiophonologie 33^e année - édition 2008




Sommaire
Contents

- Centres d'audioprothèse
- Fournisseurs aides auditives, matériel & services
- Index produits & marques audiologie
- Médecins ORL & médecins phoniatres
- Fournisseurs & instrumentation ORL
- Services ORL & centres de réadaptation
- Orthophonistes
- Instituts d'éducation & Secteur associatif

Bon à découper

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

Nom / Raison sociale : Ville : E-mail :

Adresse : Code postal :

Je Désire recevoir la 17^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)

Total de la commande :exemplaire(s) x 64 € =

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

www.annuaire-audition.com

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

ocep

CDA

Le 1er Téléphone Mobile amplifié pour Malentendants



Noir

Violet

Ecoute Amplifiée : + 28 dB
Mains Libres
Sonneries Amplifiées : 95dB
1 numéro SOS et 5 Numéros directs
Fonction Torche
Fonction Loupe
Compatible tout opérateur / Carte SIM
Bi-Bandes 900/1800
Réception SMS
Ecran et touches rétro-éclairés

Fabriquant : ITT
Distributeur France

NEWSON

Oticon ♦ Dual

La perfection du son dans la beauté des formes

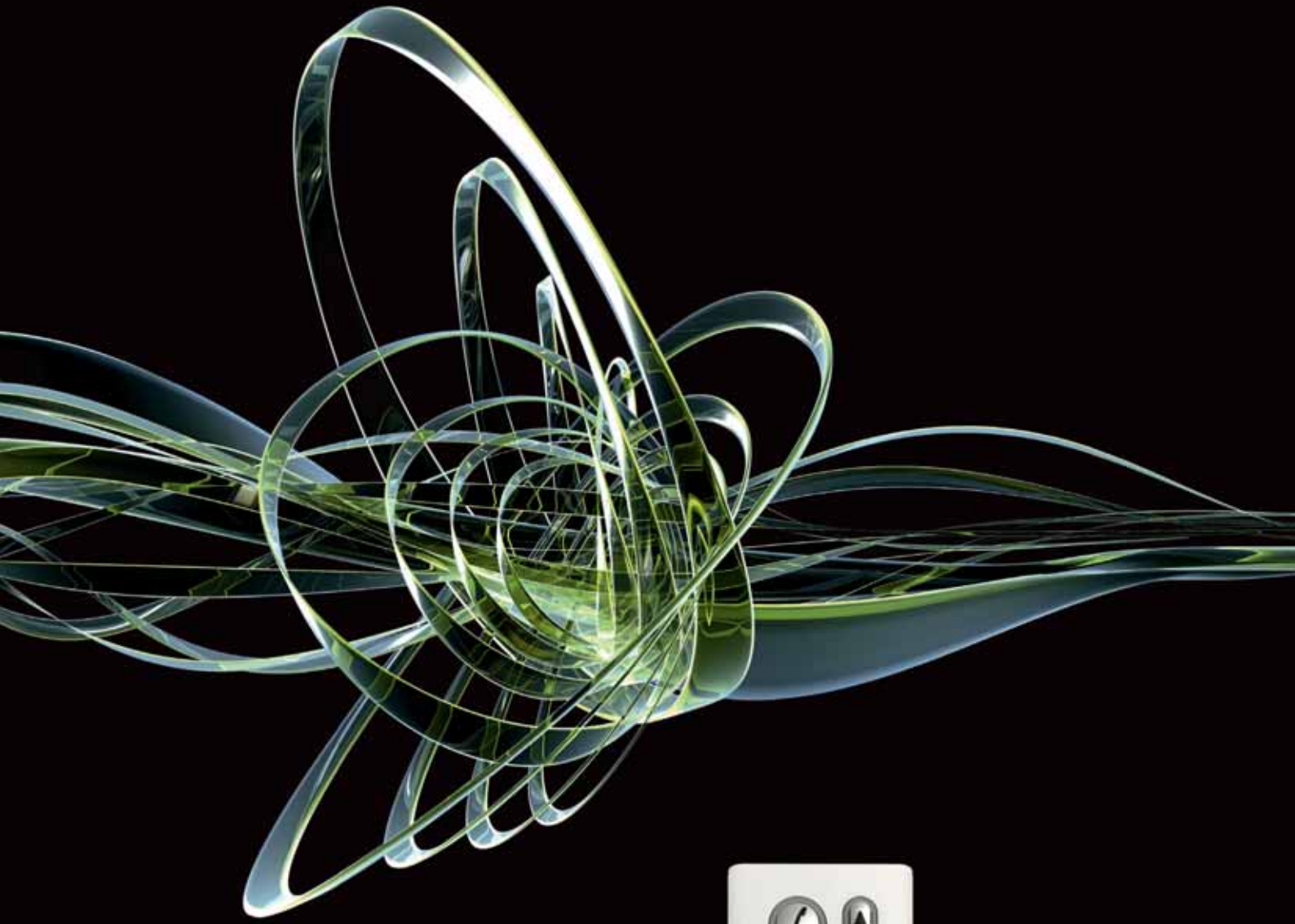


Une merveille de
l'extérieur...
et une découverte
à l'intérieur !

**L'association parfaite d'un design attrayant et de la
meilleure performance**

- Conçue pour attirer de nouveaux utilisateurs deux fois plus rapidement que la moyenne du marché
- Une qualité sonore fantastique avec le Spatial Sound et une connectivité sans fil totale
- L'outil parfait pour toucher davantage de nouveaux utilisateurs et d'utilisateurs expérimentés

Pour plus d'informations, contactez votre responsable régional Oticon ou visitez
le site Internet : www.oticon.fr



oticon
PEOPLE FIRST

ReSound

rediscover hearing

Certains ont peur de vieillir... ...d'autres savent comment rester jeune.



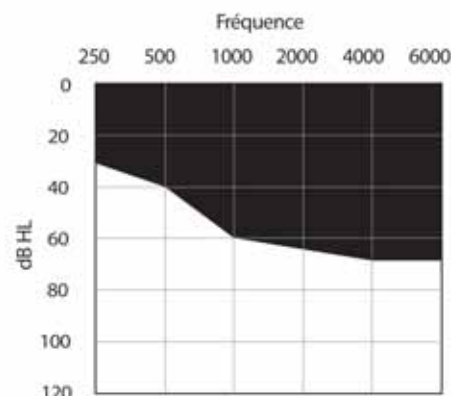
La course à la jeunesse est une réalité. Cosmétiques, vitamines, sport... chacun possède sa solution pour paraître jeune. En revanche très peu sont soucieux de leur audition, pourtant l'un des premiers signes de vieillissement. Pourquoi? Car pour la grande majorité d'entre nous : aide auditive = vieillesse... et que personne ne veut paraître âgé.

C'est pour répondre à ce besoin d'entendre sans traumatisme que ReSound a développé **be by ReSound**.

Extrêmement discret, la coque se cache dans le conduit et le microphone dans l'hélix. Ce positionnement de l'appareil dans le pli du pavillon constitue un **anti-vent naturellement très efficace**.

be by ReSound possède tous les atouts pour séduire une clientèle rajeunie ainsi que toutes les personnes angoissées à l'idée de porter une aide auditive, car avouez-le, elle ne ressemble pas du tout à une aide auditive.

be by ReSound répond à deux besoins technologiques et budgets différents.



be by ReSound allie les avantages du CIC et du contour. Il ne nécessite pas de prise d'empreinte et est compatible avec 70% des conduits auditifs.



be by ReSound,
rajeunit l'audition
en toute discrétion.
www.bebyresound.fr

be
BY RESOUND™

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

BONJOUR MR LE HER,

POUVEZ VOUS NOUS EXPLIQUER QUAND ET COMMENT SONT APPARUES, SELON VOUS, LES MÉTHODOLOGIES D'APPAREILLAGE ?

Les premiers jours de la sélection prothétique datent de l'année 1926, lorsque FLETCHER¹ décrit les manières de sélectionner des appareils auditifs dans une publication présentée à l'American Federation of Organizations for the Hard of Hearing. Cette première publication est suivie en 1936 par KNUDSEN & JONES² qui proposent d'utiliser la parole pour accéder à la réhabilitation prothétique. Connus pour leurs travaux sur l'application de la mesure de l'impédance aux écouteurs supra auriculaires, dans la fin des années 1920, West³ et ses collègues sont les auteurs du concept du « miroir de l'audiogramme » vers 1937. C'est WATSON & KNUDSEN⁴ qui présentent les premiers, en 1940, l'idée du « most comfortable loudness » (MCL), niveau d'audition le plus confortable, comme seuil de la référence pour la formulation d'une méthode d'appareillage. Ils proposent de mesurer ce niveau MCL pour un son de 1000 Hz pour ensuite l'utiliser comme seuil de référence pour obtenir les valeurs isosoniques sur les fréquences 250 Hz, 500 Hz, 2000 Hz, et 4000 Hz par méthode de comparaison. A la fin de la seconde guerre, CARHART⁵ décrit une procédure de la sélection prothétique basée sur l'audiométrie vocale. Le but de la Méthode CARHART était de sélectionner l'appareil auditif qui fournirait le meilleur bénéfice en utilisant les mesures suivantes :

- Le gain efficace (stimulus SRT)
- La discrimination de la parole (listes PB-50)
- Le seuil d'inconfort (casque)
- L'intelligibilité dans le bruit

En 1967 WALLENFELS⁶ présente une méthode d'appareillage nommée « theory of Bisection » théorie de la médiane. Pour WALLENFELS cette médiane théorique du champ auditif (MTD), nommée par lui « optimal hearing level » était comparable au seuil d'audition le plus confortable (MCL).

A partir de cette date la large diffusion de ces méthodes d'appareillage s'accélère en particulier avec la mise en place, en Europe, de diplômes universitaires pour une nouvelle profession : les audioprothésistes.

Les méthodes d'adaptation prothétique actuelles sont historiquement issues de ces grands courants de pensée que nous nommerons par soucis de simplification, méthodes liminaires ou supraliminaires.

On parle alors de méthode liminaire lorsque la formule de prescription est uniquement basée sur le seuil d'audition liminaire du malentendant. Les méthodes liminaires sont issues du courant de pensée, présenté par LYBARGER⁷ en 1944. Le choix des caractéristiques prothétiques est conduit à partir d'une analyse des seuils audiométriques liminaires du patient. Il est basé sur les résultats des expérimentations statistiques. Le gain prothétique idéal est fondé sur une étude statistique d'un groupe de malentendants satisfait des paramètres d'amplification. A partir d'un gain de base égal à la demi perte tonale au seuil (ONE HALF RULE) les auteurs apportent leurs propres valeurs correctives validées par leur étude de leur échantillon de patient. Les méthodes de MCCANDLESS⁸ (P.O.G.O.) et BYRNEÇ (N.A.L.) sont actuellement les techniques les plus utilisées dans cette famille d'approche prothétique. L'historique de ce courant montre que l'évolution dans le temps des formules de prescription de gain va vers une réduction progressive de la valeur de la cible d'amplification.

Cette évolution de la prescription de gain est pour nous parfaitement logique au regard de la loi statistique qui gère le principe général de ces méthodes d'approche prothétique. Bien que présentant le grand avantage d'être rapides pour le calcul du gain cible idéal, ces techniques d'approche prothétique sont discutables sur plusieurs points :

- L'application d'une loi statistique établie sur le relevé du seul seuil liminaire, conduit les auteurs à faire varier les facteurs correctifs :

MR. LE HER,

CAN YOU EXPLAIN US WHEN AND HOW YOU BEGAN HEARING-AID FITTING USING PRESCRIPTIVE FORMULAS?

The earliest days of hearing aid selection can be traced back to 1926, when FLETCHER¹ described various ways of selecting hearing aids in a paper presented to the American Federation of Organizations for the Hard of Hearing. This first paper was followed in 1936 by KNUDSEN & JONES² who proposed the use of speech to assess the benefits of hearing aids. Known for their work on the application of impedance measurements to supra-aural earphones in the late-1920s, WEST³ and his colleagues were the authors of the concept of "mirroring the audiogram" around 1937. It was WATSON & KNUDSEN⁴ who first presented, in 1940, the idea of the most comfortable loudness (MCL) as the position for the reference loudness for hearing-aid fitting. Their proposal was to measure this MCL level for a 1000 Hz tone, which was then used as a base level to obtain isosonic values at 250 Hz, 500 Hz, 2000 Hz, and 4000 Hz by the comparison method. At the end of World War II, CARHART⁵ described a selection procedure based on speech audiometry. The CARHART Method's goal was to select the hearing aid that would provide maximum benefit using the following measurements:

- Effective gain (SRT stimuli)
- Best speech discrimination (PB-50 word lists)
- Tolerance limits (headphones)
- Efficiency in background noise

In 1967 WALLENFELS⁶ presented a fitting method called the Bisection approach. For WALLENFELS, this median curve, which he called the "optimal hearing level", was comparable to the most comfortable level (MCL).

From this date these fitting methods quickly spread, in particular with the creation in Europe, of academic diplomas for a new profession: "audioprothesist".

Current procedures for fitting methods for adaptation are the heirs of these main currents of thought that we will name, by simplification, threshold or suprathreshold methods.

We speak of threshold methods when the formula of prescription is based only on the threshold level of the hearing-impaired patient. Threshold methods come from a current of thought presented by LYBARGER⁷ in 1944. The choice of procedures of amplification is made by analyzing the threshold levels of the patient, and is based on the results of statistical studies. The ideal gain is based on the study of a group of hearing-impaired patients satisfied with their amplification parameters. Starting from a base gain equal to half the tonal hearing loss at the threshold ("one-half rule"), the authors bring their own corrective values validated by their study of their own patient sample. The methods of MCCANDLESS⁸ (POGO) and BYRNEÇ (NAL) are currently the procedures most commonly used in this family of hearing-aid fitting methods. The history of this current of thought shows that the evolution over time of the formulas for gain prescription has moved toward a progressive reduction of the value of the amplification target.

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

This evolution of gain prescription is for us perfectly logical with regard to the statistical law governing the general principle of these methods. While presenting the great advantage of offering rapid calculation of ideal gain, these techniques of hearing-aid fitting are controversial for several reasons:

- The application of a statistical law based solely on the measurement of the threshold leads authors to change the correction factors:

1935 KNUDSEN AND JONES / Target Gain = Mirror of the audiogram

1940 WATSON AND KNUSSSEN / Target Gain = Mirror of the audiogram - Constant

1944 LYBARGER / Target Gain = 1/2 threshold loss value

1977 BERGER / Target Gain = 1/2 threshold loss value - Constant

- These methods take into account only the threshold values for the calculation of the target, neglecting the dynamic processing mode of information by the ear of the hearing-impaired person.

- These methods do not allow for setting dynamic processing of the signal that are currently available on digital hearing aids (compression factor, key point, attack and release time, etc.).

On the contrary, in a suprathreshold method, the prescription formula is based on the measurement of the entire field of hearing. This second approach imposes the prior measurement of at least one level for the threshold, that of comfort or discomfort. It is thus suitable to consider two main philosophical currents in the suprathreshold method of fitting hearing aids. The first current is born from the works of BALBI¹⁰ and its practitioners base their formulas on the theoretical median of the patient's residual dynamics (MTD).

In Europe, the commonly accepted names for these currents are:

- MTD-type supraliminal methods (KONIG¹¹ ; KELLER¹² ; BOORSMA¹³ ; RENARD¹⁴⁻¹⁵).

The second current was born from the works of Watson and Knudsen⁴ and base their formulas on the most comfortable level loudness of the patient (MCL). The methods of this second current are named :

- MCL-type supraliminal methods. (VICTOREEN¹⁶, LEVITT¹⁷⁻¹⁸, SHAPIRO¹⁹⁻²¹, PASCOE²²⁻²⁴, RAINVILLE²⁸ ; LE HER²⁶⁻²⁸ ; PUNCH²⁹, MONTGOMERY³⁰, HELLBRÜCH³¹, ALIEN³², KIESSLING³³⁻³⁵, CORNELISSE³⁶⁻³⁷)

In this methodological family, the formula of prescription uses as its reference level one part of the comfort area of the patient. This level varies according to the methods:

- MCL (Most Comfortable Level) (WATSON & KNUDSEN; VICTOREEN; SHAPIRO; PASCOE; RAINVILLE).
- MCLLOW (Most Comfortable Level Low)
- MCLHIGH (Most Comfortable Level High) (Le HER)
- MCS (Most Comfortable Scale) (ALLEN; HELLBRÜCK & MOSER; KIESSLING)
- MCR (Most Comfortable Range) (ROBINSON & GATEHOUSE; ELBERLING; NIELSEN)

1935 KNUDSEN ET JONES / Gain idéal = Miroir de l'audiogramme

1940 WATSON ET KNUSSSEN / Gain idéal = Miroir audiogramme - Constante

1944 LYBARGER / Gain idéal = 1/2 perte au seuil.

1977 BERGER / Gain idéal = 1/2 perte au seuil - Constante.

- Ces méthodes ne tiennent compte pour le calcul de leur cible que des valeurs des seuils liminaires, ne considérant pas le mode de traitement dynamique de l'information par l'oreille malade.

- Ces méthodes ne permettent pas le réglage des paramètres de traitement dynamique du signal actuellement disponibles sur les prothèses à filtrage numériques (facteur de compression, point de déclenchement, temps d'attaque et de retour...).

A contrario, dans une méthode supraliminaire la formule de prescription est basée sur la mesure du champ auditif dans sa globalité. Cette seconde approche impose donc la mesure préalable d'au moins un niveau de seuil supraliminaire, confort ou inconfort. Il convient toutefois de considérer deux grands courants philosophiques dans les méthodologies d'appareillage supraliminaires. Le premier courant est issu des travaux de BALBI¹⁰ qui base la formule de prescription sur la médiane théorique de la dynamique résiduelle du patient (M.T.D.). En Europe, il est communément admis de nommer ce courant :

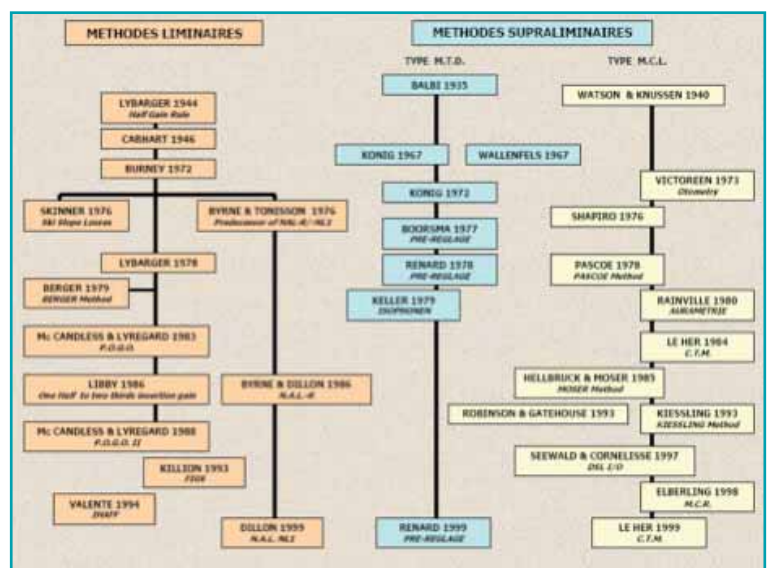
- Méthodes supraliminaires de type M.T.D. (KONIG¹¹ ; KELLER¹² ; BOORSMA¹³ ; RENARD¹⁴⁻¹⁵).

Le second courant est né des travaux de Watson et Knudsen⁴ qui basent leur formule de prescription sur le seuil de confort du patient relevé subjectivement. Les méthodes issues de ce second courant sont nommées :

- Méthodes supraliminaires de type M.C.L. (VICTOREEN¹⁶ ; LEVITT¹⁷⁻¹⁸ ; SHAPIRO¹⁹⁻²¹ ; PASCOE²²⁻²⁴ ; RAINVILLE²⁸ ; LE HER²⁶⁻²⁸ ; PUNCH²⁹ ; MONTGOMERY³⁰ ; HELLBRÜCH³¹ ; ALIEN³² ; KIESSLING³³⁻³⁵ ; CORNELISSE³⁶⁻³⁷)

Dans cette famille méthodologique, la formule de prescription utilise comme niveau de référence une partie de la zone de confort du patient. Ce niveau est variable selon les méthodes :

- M.C.L. (Most Comfortable Level) ou niveau de confort moyen (WATSON & KNUDSEN ; VICTOREEN ; SHAPIRO ; PASCOE ; RAINVILLE)
- M.C.L.LOW (Most Comfortable Level Low) ou niveau de confort bas
- M.C.L.HIGH (Most Comfortable Level maximum) ou niveau de confort haut pour (LE HER)
- M.C.S. (Most Comfortable Scale) ou échelle de confort (ALLEN ; HELLBRÜCK & MOSER ; KIESSLING)



- M.C.R. (Most Comfortable Range) ou bande de confort (ROBINSON & GATEHOUSE ; ELBERLING ; NIELSEN)

Pour l'ensemble des auteurs se recommandant de ce courant de pensée, le principe philosophique général réside dans le fait qu'ils considèrent qu'il est impossible de calculer mathématiquement le niveau d'audition confortable du patient et que c'est ce niveau qui doit être utilisé pour établir la formule de prescription prothétique. Le MCL n'a pas de relation directe avec la médiane théorique de la dynamique contrairement aux premières publications de WALLENFELS⁶ qui croyait que cette MTD, nommée par lui « optimal hearing level » était comparable au seuil d'audition le plus confortable (MCL).

QUELLE EST L'ORIGINE ET L'ÉVOLUTION PHILOSOPHIQUE GÉNÉRALE QUI A CONDUIT À LA MÉTHODE CTM ?

La méthode CTM a pour origine les travaux de WATSON & KNUDSEN⁴ qui présentent les premiers, en 1940, l'idée du « Most Comfortable Loudness » (MCL ou niveau d'audition le plus confortable), comme seuil de la référence pour la formulation d'une méthode d'appareillage. Ils proposent de mesurer ce niveau MCL pour un son de 1000 Hz pour ensuite l'utiliser comme seuil de base pour obtenir les valeurs isotoniques sur les fréquences 250 Hz, 500 Hz, 2000 Hz, et 4000 Hz par méthode de comparaison.

Ces auteurs proposaient de transférer l'énergie moyenne des sons de parole, par l'amplification, vers cette zone.

Cette philosophie de l'approche prothétique nous paraissait d'autant plus intéressante que nous partageons le point de vue de ces auteurs dans leur analyse. Il ne nous paraissait plus concevable de considérer une perte auditive uniquement sur un plan statique en ne mesurant que le seuil liminaire.

L'heure était venue d'avoir une vision dynamique de la perte auditive résiduelle. La parole étant par définition une variation dynamique de signaux sonores dans le temps il nous est apparu inconcevable de ne considérer que le seuil de ce signal acoustique sans envisager une manière d'en comprimer l'ensemble pour le transférer dans l'oreille malentendante.

De plus, nous pensions que l'approche prothétique supraliminaire par la comparaison des niveaux de confort présentait l'avantage de permettre la mise en place immédiate de la correction prothétique définitive.

Néanmoins, après avoir travaillé dans cette voie, en particulier par notre collaboration avec RAINVILLE²⁵ pour la méthode de l'Auramétrie, nous avons constaté que la mesure du MCL présentait une certaine imprécision.

Il nous est apparu beaucoup plus fiable d'utiliser le MCL High et de considérer, dans un premier temps, les paramètres caractérisant les valeurs des compressions de la dynamique avant de calculer le gain cible de base.

QUELS SONT LES PRINCIPES GÉNÉRAUX DE LA MÉTHODE CTM ?

Le principe général de la méthode C.T.M. est fondé sur une analyse comparative du champ auditif résiduel du sujet normal du sujet malentendant. La méthode C.T.M. a pour objet de définir les paramètres de la matrice nécessaire au traitement des signaux de manière à transférer la zone haute du spectre de la parole au niveau du seuil d'audition maximum confortable (N.L.C.C.).

Dans un second plan, cette même matrice doit donner les valeurs de compression de ces signaux afin de respecter un même rapport pour les dynamiques comparées. La méthode C.T.M. est construite autour d'un document spécifique de base : le champ auditif C.T.M.

Les termes C.T.M. sont les initiales de Comfortable Transfer Matrix.

La lettre C, de C.T.M. pour Comfortable car le point d'articulation de ce champ auditif C.T.M. est le niveau maximum confortable du patient.

For all of the authors of this current of thought, the general philosophical principle resides in the fact that they consider that it is impossible to calculate the comfortable level of hearing for the hearing-impaired patient via a mathematical formula, and that this level must be used to establish the formula of prescription. The MCL does not have a direct relation with the theoretical median of the dynamic range, contrary to the first papers of Wallenfels, who believed that this median curve (MTD), named by him "optimal hearing level," was comparable to the most comfortable level (MCL).

WHAT ARE THE ORIGINS OF THE CTM METHOD AND THE GENERAL PHILOSOPHICAL EVOLUTION THAT LED YOU TO IT?

The CTM method has for origin the works of WATSON & KNUDSEN⁴, who in 1940 were the first to present the idea of Most Comfortable Loudness (MCL) as the reference threshold of loudness for hearing-aid fitting. Their proposal was to measure this MCL level for a 1000 Hz tone, and then to use it as the base level to obtain isosonic values at 250 Hz, 500 Hz, 2000 Hz, and 4000 Hz by means of the comparison method.

These authors proposed to transfer the midpoint of speech sounds, by the amplification, toward this zone.

This philosophy of hearing aid fitting appeared us especially interesting, because we share the viewpoint of these authors in their analysis. It no longer appeared conceivable to us to consider a hearing loss as a static phenomenon, and to only measure the threshold.

The time had come to develop a dynamic vision of hearing loss. Considering that speech was, by definition, a dynamic variation of sound signals over time, it appeared us inconceivable to consider only the threshold of this audio signal without considering a way to compress the whole of it so as to be able to transfer it to the hearing-impaired ear.

In addition, we thought that a suprathreshold approach by the comparison of comfort levels presented the advantage of permitting the immediate setting of the final gain.

Nevertheless, after having worked in this way, in particular during our collaboration with RAINVILLE²⁵ for the Auramétrie method, we noted that the measurement of MCL presented a certain lack of precision. It appeared to us much more reliable to use MCL High and to first consider the parameters characterizing the values of the compressions before calculating the base target gain.

WHAT ARE THE GENERAL PRINCIPLES OF THE CTM METHOD?

The general principle of the CTM method is based on a comparative analysis of the residual field of hearing of normal-hearing subjects and hearing-impaired patients. The CTM method has the goal of defining the matrix parameters necessary for processing the signals in order to transfer the high zone of the speech signal to the level of the MCLHIGH level (NLCC).

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

Next, this same matrix must give the compression values of these signals in order to respect the ratios necessary for the comparative dynamics.

The CTM method is built around a specific base document: the CTM field of hearing.

CTM stands for "Comfortable Transfer Matrix".

"Comfortable" because the articulation point of the method is the maximum comfortable level of the patient

"Transfer" because the goal is to determine the parameters of the amplification process to carry out this operation.

To understand the choice for the last letter, it is necessary to recall the definition of the word "matrix". The dictionary definition is: "that within which, or within and from which, something originates, takes form, or develops." At the fundamental level, the basic parameters of a hearing instrument fitting are gain, output, frequency response, and time. Other parameters in more advanced hearing instruments include cross-over frequency, attack and release times, and knee point.

The Matrix of the method is therefore the table regrouping this information. The author's intention was to determine a transfer matrix based on the measurement of comfortable threshold level of the patient.

The parameters required to position this dynamic image constitute a code or a matrix that make up a code or processing matrix of the sound signals received by the hearing aid, hence "Matrix" in CTM

The CTM method performs a transfer of the sound signals' average energy heard by a normal subject to the residual field of hearing in the hearing-impaired person, while respecting the following basic principle:

- The perceptive image of the dynamic range of the sound signals heard by the hearing-impaired person must give equal sensation as for the same sound heard by a normal subject.
- Consequently, the threshold, the Maximum Comfortable Level (MCLHIGH) and the Uncomfortable Level (UCL) for hearing-impaired persons using hearing aids must be, as far as possible, the same as those measured for the subject with normal hearing.
- The priority order for the method is set as follows: UCL, MCLHIGH, and Threshold.
- The priority frequency is fixed at 2000 Hz.

CAN YOU DESCRIBE DETAILS OF CTM FIELD OF HEARING?

The basic reference for CTM field of hearing ("Champ Auditif CTM") is

- The Normal Field of Hearing (Fig1)

The normal field of hearing is defined as the range of hearing for which a normal individual can perceive a sound signal without harm.

This area is defined as that situated between the threshold

La lettre T pour Transfer car il s'agit bien de déterminer les paramètres du processus d'amplification pour réaliser cette opération.

Pour comprendre le choix de la dernière lettre M il faut tout d'abord rappeler la définition du terme anglais « matrix ». La définition du dictionnaire est « ce qui est à l'intérieur de, ou à l'intérieur depuis lequel, quelque chose provient de, prend forme de, ou développe. » Au niveau fondamental, les paramètres de base d'une méthode d'appareillage sont le gain, le niveau de sortie, la réponse en fréquences, et temps. Néanmoins d'autres paramètres sont disponibles dans les aides auditives évoluées : les fréquences de coupure, les temps d'attaque et de retour et le point de déclenchement des compressions.

La Matrice de la méthode est donc la table regroupant cette information. Si vous prenez la traduction littérale des termes employés vous comprenez que le titre de cette méthode d'appareillage montre que l'intention est de déterminer une matrice de transfert à partir de la mesure du seuil d'audition confortable du patient.

Les paramètres nécessaires au positionnement de cette image dynamique constituent bien un code ou une matrice de traitement des signaux acoustiques captés par la prothèse, d'où le terme de Matrix de C.T.M.

La méthode C.T.M. réalise un transfert de l'énergie moyenne des signaux acoustiques perceptibles par un sujet normal dans le champ auditif résiduel du malentendant en respectant le principe de base suivant :

- L'image perceptive de la dynamique des signaux acoustiques perçus par le malentendant doit être la même que celle perçue par le sujet normal.
- En conséquence, les zones de seuil, d'audition maximum confortable et d'inconfort du malentendant réhabilité par la prothèse auditive doivent être dans la mesure du possible les mêmes que celles mesurées chez le sujet normal.
- L'ordre de priorité pour la fusion des niveaux de seuils imposés par ces critères est fixé comme étant le suivant : inconfort, seuil maximum confortable, seuil d'audition.
- La fréquence prioritaire est fixée comme étant le 2000 Hz.

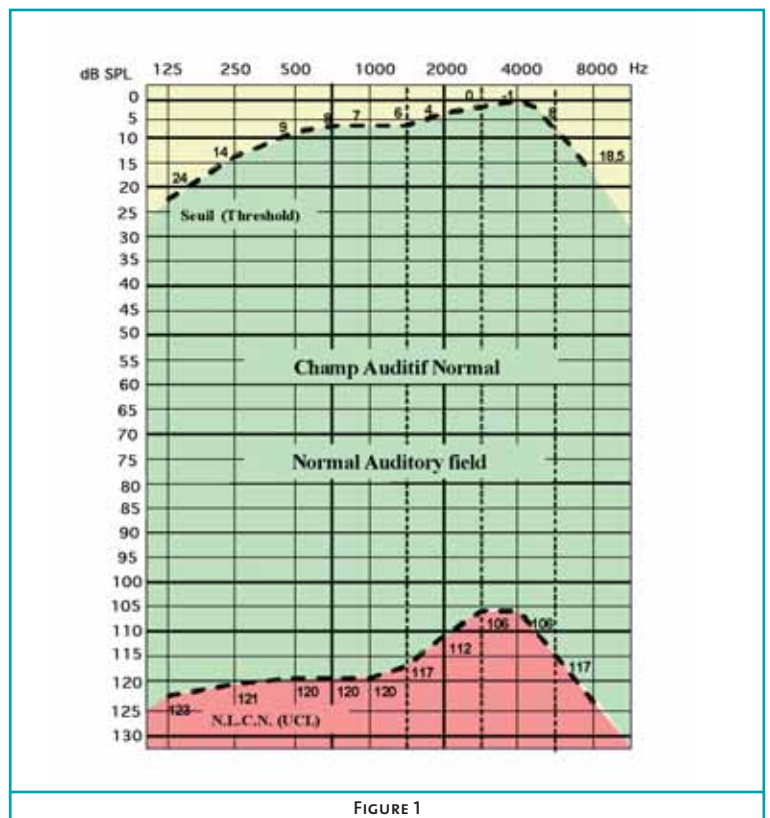


FIGURE 1

POUVEZ-VOUS NOUS DÉCRIRE PLUS PRÉCISÉMENT LE CHAMP AUDITIF C.T.M ?

La référence de base du champ auditif C.T.M est :

- Le champ auditif normal (Fig. 1)

Le champ auditif normal est défini comme étant la zone d'audition dans laquelle un individu normal peut percevoir un signal sonore sans être traumatisé.

Cette zone est définie comme situé entre le seuil Liminaire et le Niveau Limite du Champ Auditif Normal (N.L.C.N.)

Le niveau limite du champ auditif normal est quant à lui basé sur le relevé du niveau maximum d'intensité supportable avant l'apparition de l'inconfort du patient.

Dans la littérature la notion de seuil d'inconfort et seuil de douleur est mal définie entraînant une variabilité de ce seuil en fonction des auteurs.

Il appartient donc à chaque auteur de bien fixer la procédure employée pour définir ce niveau de référence.

La méthode C.T.M. définit ce seuil de référence comme étant la zone du champ auditif dans laquelle le patient est en mesure de percevoir un signal audible, fort, mais encore supportable.

Dans le cadre de cette mesure, il est primordial de tenir compte de la limite actuelle des transducteurs employés afin d'éviter une mauvaise reproductibilité des réponses obtenues.

Le niveau de référence choisi pour le sujet normal, dans le cadre de la méthode C.T.M., est l'isotonique 120 phones telle que définie par la norme isotonique de 1961.

La procédure employée pour la mesure est celle de WALLENFELS⁶ reprise par RENARD¹⁴.

Le champ dynamique limité, d'une part, par le seuil liminaire, et d'autre part, par le seuil d'inconfort tel que défini par la méthode, est nommé champ auditif normal.

Le seuil d'inconfort tel que défini dans la méthode a donc été nommé Niveau Limite du Champ auditif Normal ou N.L.C.N., afin d'éviter toute confusion.

Ce seuil ne matérialise donc pas un niveau d'inconfort ou de douleur mais un niveau anormal d'audition, niveau qui par définition entraîne une réaction du patient.

- Le champ auditif conversationnel (Fig. 2)

Ce champ est défini par la dynamique située entre le seuil d'audition et le niveau maximum de confort (N.L.C.C.) d'un patient normal.

Le champ auditif conversationnel est défini comme une

and the limit level named in the method: NLCN ("Niveau Limite du Champ Auditif Normal") or "limit level of the normal field of hearing".

The limit level of the normal field of hearing is based on the recording of the maximum allowable intensity level that does not make the patient uncomfortable (UCL).

In the literature the notion of discomfort threshold and threshold of pain is not well defined, causing a variability of this threshold depending on the authors. Thus, each author should specify accurately the procedure used to define this baseline (reference) level as the limit level of the normal field of hearing (NLCN in French).

The CTM method defines this reference level as being the area of the field of hearing within which the patient can hear a loud but still bearable auditory signal.

Within this measurement process, it is imperative to take into account the current limit of the transducers used, to avoid poor reproducibility of the reactions obtained.

The reference level selected for the normal-hearing subject within the framework of the CTM method is 120 phones, according to its definition given by the 1961 standard. The measurement procedure used is the WALLENFELS⁶ procedure, updated by RENARD¹⁴.

The dynamic field limited on one side by the threshold of hearing and on the other by the threshold of discomfort as defined by the method is called the normal field of hearing.

The threshold of discomfort as defined by the method has thus been called the limit level of the normal field of hearing (in French, NLCN) to avoid any possible confusion.

Thus, this threshold does not represent a level of pain or discomfort, but rather an abnormal hearing level, which, by definition, causes a reaction from the patient.

- The Speech Field of Hearing (Fig2)

This field is characterized by the dynamic area included between the threshold of hearing and the maximum comfort threshold of a normal patient.

The speech field of hearing is defined as the auditory area in which a person with normal hearing can hear a comfortable or weak sound signal, without indicating that this sound signal is loud.

The level defined as limit level of the speech field of hearing (NLCC) is characterized as being the normal maximum comfortable monaural threshold established in a free field with a 12% warble tone. We established the normal values in 1984 on a representative sample of patients with normal hearing.

The signal frequencies are defined on the x-axis from 125 to 8000 Hz.

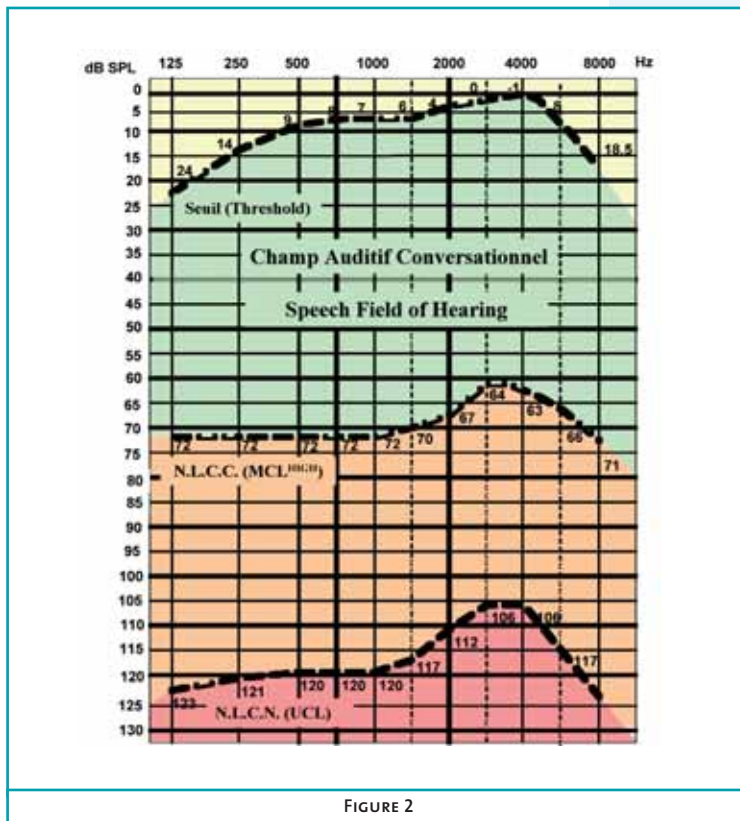


FIGURE 2

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

Two frequencies are considered as primary values: 750 and 2000 Hz (axis is in bold characters).

This threshold can be understood as the threshold of hearing known as the Most Comfortable Level High (MCLHIGH) found in the English-language literature.

While searching for comfortable thresholds of hearing is nothing new, there is no standardized procedure to measure these levels. C.T.M. comes closer to this level of maximum comfort with the energizing distribution of speech described by DUNN AND WHITE in 1940.

The maximum comfort auditory levels of subjects with normal hearing (NLCC), a level qualified by the method as the "limit level of the speech field of hearing" had to be comparable to an instant speech energy spectrum.

Thus, rather than the long-term speech spectrum, we decided to use the work of DUNN & WHITE (1940) on speech energy distribution to perform a comparison.

The integration of this energy distribution in the CTM field of hearing shows that the reference NLCC defined by the CTM method is almost identical to the maximum values of this energy distribution in the 750-4000 Hz range (Fig3).

On the other hand, the statistically obtained levels from the normal subject sample are different from this energy distribution for frequencies lower than 750 Hz.

Thus, it is only to account for this factor that the CTM method describes a specific slope rule applicable only to frequencies lower than 750 Hz.

The method defines a slope or correction curve, which applies only under certain conditions.

The slope curve is defined as the line crossing the NLCC threshold values at the 750 and 2000 Hz frequencies. The conditions required to apply the corrections derived from the method are as follows:

The levels recorded for the NLCC threshold at the 250 and 500 Hz frequencies must never be higher than the values given by the intersection of the slope curve with the axis of these frequency values.

If the values obtained for these two frequencies are lower than the intersection values, the measured thresholds should be kept.

If the values obtained for these two frequencies are higher than the intersection values, a correction must be applied to position them at the level of the intersection values of the slope curve with the frequency axis.

If the intersection values are under the NLCC reference values for these two frequencies, 72 dB, the values must be positioned on the baseline.

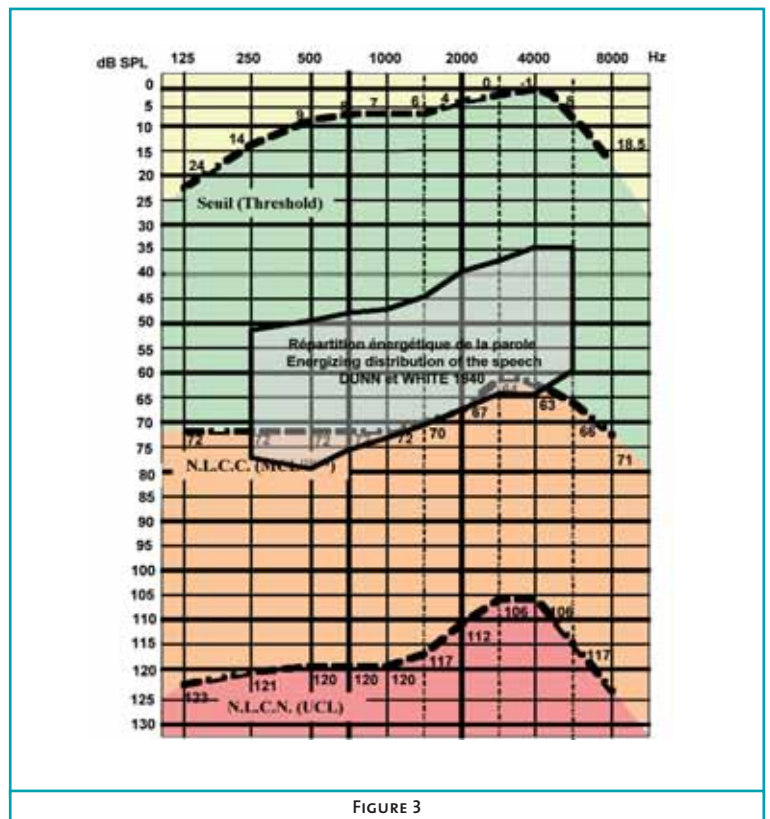


FIGURE 3

zone dans laquelle un sujet normal peut entendre confortablement un signal sonore sans indiquer que ce signal est trop fort.

Le niveau défini comme limite du champ auditif conversationnel (N.L.C.C.) est caractérisé comme étant le niveau maximum de confort en audition mono auriculaire en champ libre pour un signal vobulé à 12 %.

Nous avons établi les valeurs de normalité de ce seuil en 1984 sur un échantillon représentatif de patients. Deux fréquences sont considérées comme prépondérantes : 750 et 2000 Hz (axes en gras).

Ce seuil peut être assimilé au seuil d'audition nommé Most comfortable Level High (MCL HIGH) dans la littérature anglo-saxonne.

Bien que la recherche des seuils d'audition confortable ne soit pas une mesure récente (BALBI, 1935 ; WATSON & TOLAN, 1949 ; POLLACK, 1952), il n'existe pas de procédure normalisée pour déterminer ces niveaux. C.T.M. rapproche le niveau de confort maximum d'audition avec la répartition énergétique de la parole décrite par Dunn et White en 1940.

Le niveau d'audition maximum confortable du sujet normal, niveau qualifié par la méthode comme Niveau Limite du Champ auditif Conversationnel devait pouvoir être rapproché d'un spectre énergétique instantané de la parole.

Nous avons donc préféré utiliser les travaux de DUNN et WHITE en 1940, sur la répartition énergétique de la parole, pour effectuer cette comparaison plutôt que le spectre à long terme de la parole.

La mise en place de cette répartition énergétique dans le champ auditif C.T.M. montre que le niveau de référence N.L.C.C., défini par la méthode C.T.M., est pratiquement confondu avec les valeurs maximales de cette répartition énergétique dans la zone 750 - 4000 Hz (Fig. 3)

Par contre, les niveaux relevés statistiquement sur l'échantillon de sujet normaux diffèrent de cette répartition énergétique sur les fréquences inférieures à 750 Hz. C'est donc pour tenir compte de ce facteur, que la méthode C.T.M. décrit une règle

de pente applicable uniquement sur les fréquences inférieures à 750 Hz.

La méthode définit une ligne de pente ou ligne de correction qui ne s'applique que dans certaines conditions.

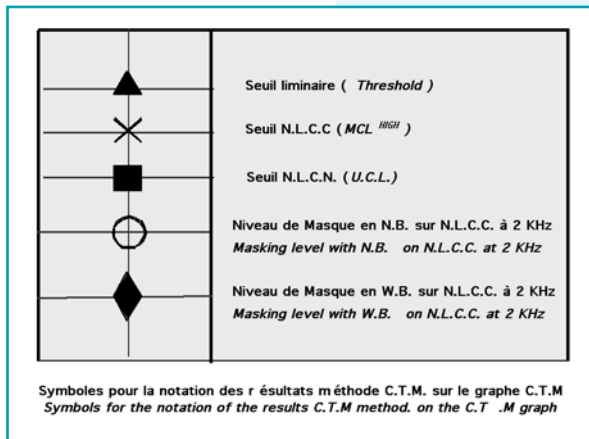
La ligne de pente est définie comme la droite passant par les valeurs du seuil N.L.C.C. sur les fréquences 750 et 2000 Hz.

Les conditions d'applications des corrections fixées par la méthode sont les suivantes :

Les niveaux relevés pour le seuil N.L.C.C. sur les fréquences 250 et 500 Hz ne doivent en aucun cas être supérieurs aux valeurs d'intersection de la ligne de pente avec les axes de ces fréquences. Si les valeurs relevées sur ces deux fréquences sont inférieures à ces valeurs d'intersection, les seuils mesurés doivent être conservés. Si les valeurs relevées sur ces deux fréquences sont supérieures à ces valeurs d'intersection, ils doivent être corrigés pour être placés au niveau des valeurs de l'intersection de la ligne de pente avec les axes de ces fréquences.

Si ces valeurs d'intersection sont situées en dessous des valeurs de références du N.L.C.C. pour ces deux fréquences, soit 72 dB, ces valeurs sont placées sur la ligne de référence.

Le Graphique du champ auditif C.T.M. est le document de base pour la notation des résultats de la mesure C.T.M. La mesure de base est une mesure champ libre mono auriculaire en dB S.P.L. mais il est aussi possible de travailler en audiométrie traditionnelle au casque avec un générateur calibré en dB HL. Dans ce cas les valeurs obtenues devront être converties en dB SPL avant leur report sur le graphe. Un graphe indépendant est employé pour chaque oreille.



Symboles pour la notation des résultats méthode C.T.M. sur le graphe C.T.M
Symbols for the notation of the results C.T.M method. on the C.T.M graph

The chart of the CTM field of hearing is the basic document used to record the results of CTM measurements. The basic measurement is effected as a free-field monaural measurement in dB SPL but it is as possible to work in traditional audiometry with a generator calibrated in dB HL. In this case the result values must be converting to dB SPL before reporting on the chart. A different chart is used for each ear.

A procedure is recommended by the CTM method to record the results on the reference chart.

POUVEZ-VOUS NOUS EXPLIQUER LA MISE EN ŒUVRE DE LA MÉTHODE C.T.M AU TRAVERS D'UN EXEMPLE CONCRET ?

Puisque vous m'en donner l'occasion je vais prendre l'exemple d'un patient que j'ai reçu pour une réadaptation d'appareillage.

Après une anamnèse complète, j'ai pratiqué un bilan audioprothétique complet que je n'ai pas besoin de vous décrire car similaire à celui de mon confrère et ami Xavier RENARD qui a parfaitement détaillé cette procédure et dont je partage complètement l'analyse.

Les grandes lignes de cette anamnèse sont décrites ci-contre (Fig. 4).

Dans le cadre de cette procédure et sans vous détailler les éléments des autres tests d'investigation prothétique je vous présente les grandes lignes audiométriques de ce dossier au travers des résultats de l'audiométrie tonale et vocale réalisée dans le cadre de ce bilan (Fig. 5 et 6).

CAN YOU EXPLAIN TO US THE IMPLEMENTATION OF THE CTM METHOD BY MEANS OF A CONCRETE EXAMPLE?

Since you give me the opportunity, I'll take the example of a patient I received for a replacement of his hearing aid.

After a complete anamnesis, I carried out a complete hearing aid audiometry evaluation, which I won't describe since it is similar to that done by my friend and colleague Xavier RENARD, who has given a clear presentation of this procedure, and whose position I completely share.

The key points of this anamnesis are described below (Fig. 4).

In the context of this procedure, and without giving all the element of the other tests in hearing aid investigation, I'll present the key audiometric points for this case by means of the tonal audiometry and the speech audiometry carried out in the context of this evaluation (Fig 5 and 6).

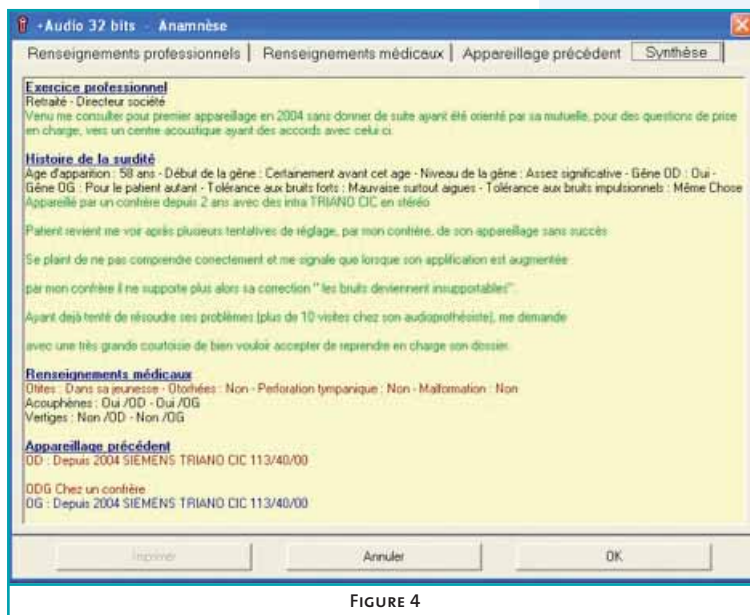


FIGURE 4

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove
 Interview of François Le Her by François Degove

The measurements were carried out with headphones and a generator calibrated in dB HL. We measured during our tonal investigations the threshold values recommended by the CTM method, that is:

- The threshold of hearing
- The maximum comfort level (NLCC or MCLHIGH)
- The threshold of discomfort (NLCC or UCL)

Our speech investigations were carried out with LAFON's cochlear lists, and the subjective threshold of speech comfort was noted for each ear (Fig 6). We followed up on these measurements with an analysis of possible integration difficulties by means of a phonetic sweep (LAFON).

Because the measurement was carried out with a headset with a generator calibrated in dB HL, one must convert the values obtained so as to place them on the CTM graph. (Fig. 7)

To do this, we use the normal free-field hearing thresholds according to the French standard (S 30 003), increased by 3 dB so as to obtain the normal threshold for monaural hearing (CAUSSÉ AND CHAVASSE⁴⁰⁻⁴¹).

We then need to apply the rules defined in the CTM method concerning the slope line. This rule, applicable only to frequencies less than 750 Hz, leads us in our example to correct the value for 500 Hz in the right ear, to replace it on the slope line (Fig. 8).

The CTM field of hearing for each ear is established in this way. The method then proposes to compare the residual dynamic ranges of normal-hearing persons and the hearing-impaired patient so as to establish the table of compression factors, the first element in the CTM matrix (Fig. 9).

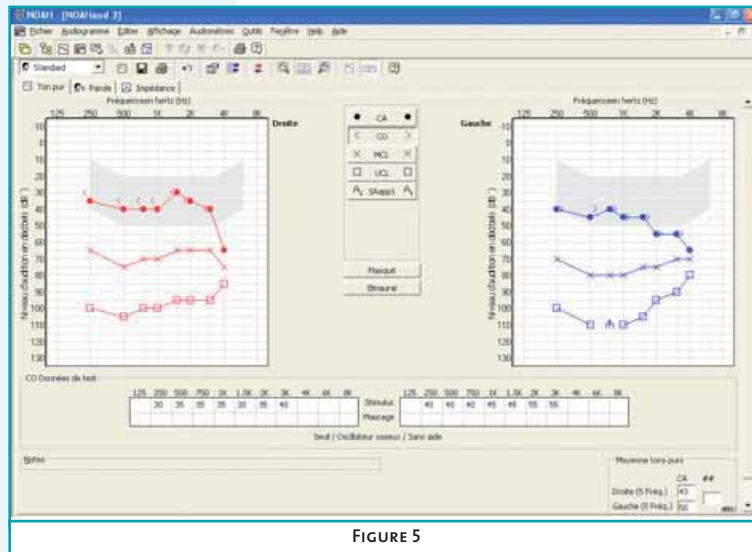


FIGURE 5

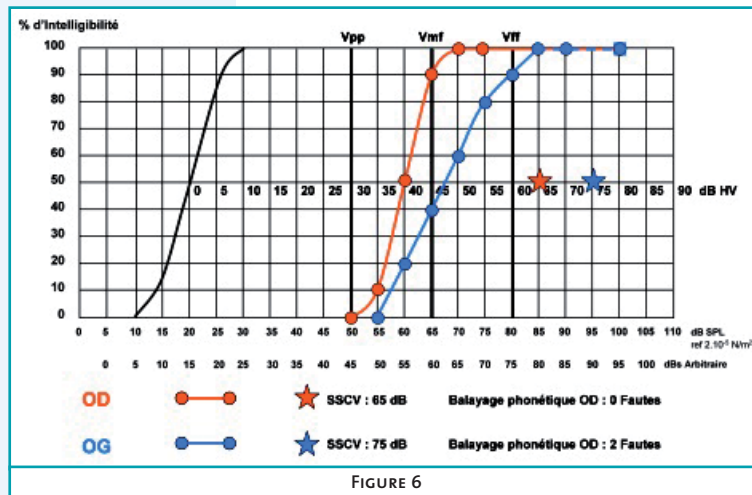


FIGURE 6

Fréquences - Frequencies	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Seuil (Threshold) OD en dB HL	35	40	40	40	30	35	40	65
Valeurs de conversion (Values)	14	9	8	7	6	4	0	-1
Seuil (Threshold) OD en dB SPL	49	49	48	47	36	39	40	64

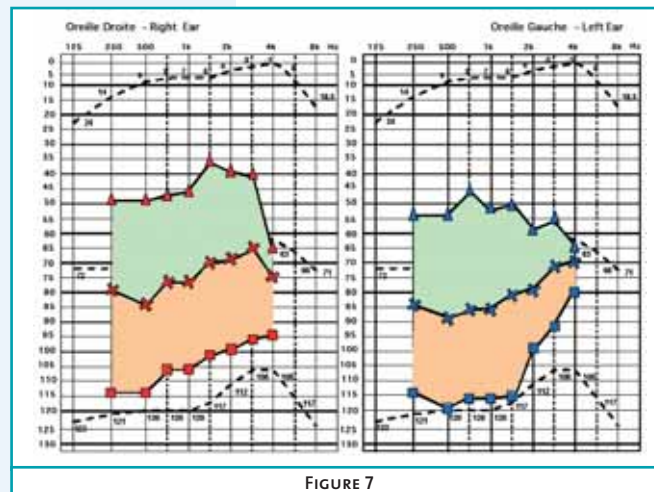


FIGURE 7

Les mesures ont été réalisées au casque avec un générateur calibré en dB HL et nous avons mesuré lors de nos investigations tonales les valeurs de seuil préconisées par la méthode CTM, à savoir :

- Le seuil liminaire
- Le niveau maximum confortable (N.L.C.C. ou M.C.L.^{HIGH})
- Le seuil d'inconfort (N.L.C.N. ou U.C.L.)

Nos investigations vocales ont été pratiquées avec les listes cochléaires de LAFON et le seuil subjectif de confort a été relevé pour chacune des deux oreilles (Fig. 6) . Nous avons complété ces mesures par une analyse des possibles troubles d'intégration au travers d'un balayage phonétique (LAFON).

La mesure ayant été réalisée au casque avec un générateur calibré en dB HL, il convient désormais de convertir les valeurs obtenues afin de les placer sur le graphique CTM. (Fig. 7)

Nous utilisons pour cela les valeurs du seuil normal d'audition binaurculaire en champ libre selon la norme française (S 30 003) sont majorées de 3 dB afin d'obtenir les valeurs du seuil normal d'audition mono auriculaire (CAUSSE & CHAVASSE⁴⁰⁻⁴¹).

Il convient désormais d'appliquer les règles définies par la méthode C.T.M. concernant la ligne de pente. Cette règle, applicable uniquement sur les fréquences inférieures à 750 Hz nous conduit dans notre exemple à corriger la valeur de la fréquence 500 Hz de l'oreille droite pour la déplacer sur la ligne de pente (Fig. 8)

Le champ auditif C.T.M. de chaque oreille étant ainsi établi, la méthode C.T.M. propose ensuite de comparer les dynamiques résiduelles du sujet normal et du sujet malentendant afin d'établir la table des facteurs de compression, premier élément de la matrice C.T.M. (Fig. 9).

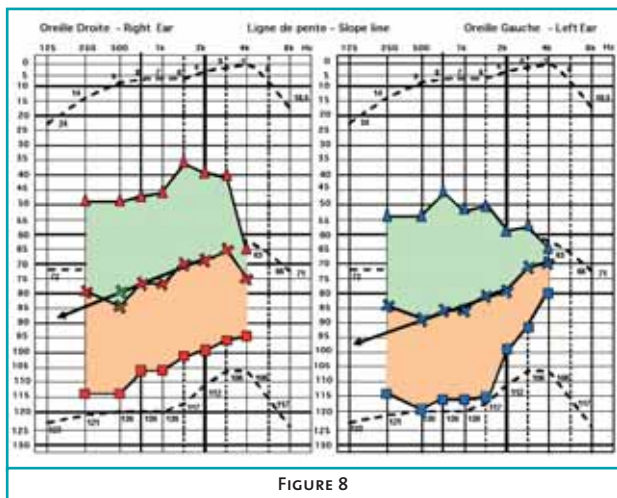


FIGURE 8

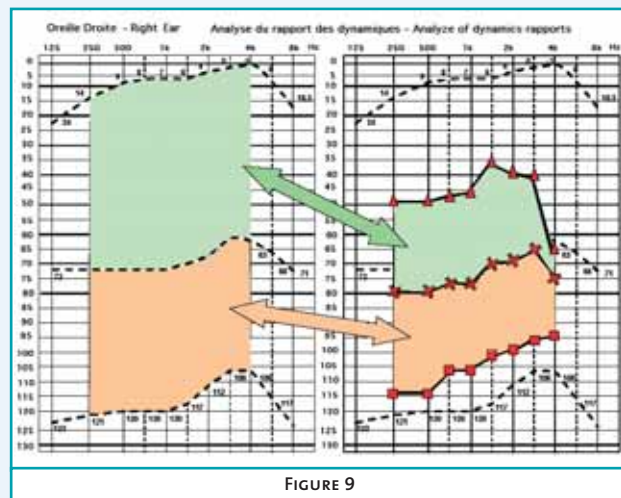


FIGURE 9

La première étape consiste à calculer la dynamique conversationnelle du sujet normal :

Sujet Normal	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
NLCC (MCL High)	72	72	72	72	70	67	62	63
Seuil (Threshold)	14	9	7	7	6	4	2	-1
Dynamique conversationnelle (nb)	58	63	64	65	64	63	62	64

Sujet Malentendant	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
NLCC (MCL High)	79	80	78	77	71	69	65	76
Seuil (Threshold)	49	49	48	47	36	39	40	64
Dynamique conversationnelle (nb)	30	31	29	30	35	30	27	11

La même opération est réalisée pour la dynamique conversationnelle du sujet malentendant : La première matrice caractérisant les facteurs de compression à appliquer sur chaque fréquence pour les niveaux de signaux situés entre le seuil d'audition et le niveau maximum confortable est nommée matrice des CF^{BAS}.

Pour chaque oreille testée cette matrice est issue du rapport de ces deux dynamiques : $CF^{BAS} = \text{Dynamique conversationnelle du sujet normal} / \text{Dynamique conversationnelle du sourd}$.

CF = Rapport des dynamiques	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Dynamique conversationnelle (nb)	58	63	64	65	64	63	62	67
Dynamique conversationnelle (sb)	30	31	29	30	35	30	27	11
Facteur de compression (bas)	1.93	2.03	2.13	2.17	1.83	2.10	2.48	5.33

La méthode propose ensuite d'établir la seconde matrice des facteurs de compression. Cette matrice caractérise les facteurs de compression à mettre en œuvre pour les niveaux supra confortable, à savoir tous les signaux entrant dans l'aide auditive à un niveau supérieur à 70 dB SPL.

La démarche est identique à celle employée dans l'opération précédente hormis le fait que les niveaux de référence sont alors le N.L.C.N. (UCL) et le N.L.C.C. (MCL^{High}) :

The first step is to calculate the conversational dynamic range for the normal-hearing subject:

The same operation is carried out for the conversational dynamic range of the hearing-impaired subject:

The first matrix characterizing the compression factors to apply for each frequency for the signal levels between the threshold of hearing and the maximum comfortable level is called the matrix of CF^{LOW}.

For each ear tested, this matrix arises from the ratio of these two dynamic ranges:

The method next proposes to establish a second matrix of compression factors. This matrix characterizes the compression factors to be used for the levels above the threshold for comfort, that is, all signals entering the hearing aid with a level higher than 70 dB SPL.

$CF^{LOW} = \text{Conversational dynamic range for a normal-hearing subject} / \text{Conversational dynamic range for a hearing-impaired subject}$

The process is identical to that used in the preceding operation, except that the reference levels are here NLCN (UCL) and the NLCC (MCL^{High}) :

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

Sujet Normal	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
NLCN (UCL)	121	120	120	120	117	112	106	106
NLCC (MCL High)	72	72	72	72	70	67	62	63
Dynamique conversationnelle (nh)	49	48	48	48	47	45	44	43

Sujet Malentendant	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
NLCN (UCL)	114	114	108	107	101	99	95	86
NLCC (MCL High)	79	80	78	77	71	69	65	76
Dynamique conversationnelle (sh)	35	34	30	30	30	30	30	10

CF HIGH = Sub-conversational dynamic range for a normal-hearing subject / Sub-conversational dynamic range for a hearing-impaired subject

CF^{HAUT} = Dynamique sub-conversationnelle du sujet normal / Dynamique sub-conversationnelle du sourd

CF = Rapport des dynamiques	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000
Dynamique conversationnelle (nh)	49	48	48	48	47	45	44	43
Dynamique conversationnelle (sh)	35	34	30	30	30	30	30	10
Facteur de compression (haut)	1.40	1.41	1.60	1.60	1.57	1.50	1.47	4.30

We see here a particularity of the method which I think was quite avant-garde, since it remains the only methodology allowing for the determination of multiple compression factors by frequency band. If, for example, we takes the 2000 Hz frequency for the right ear as presented, we can then trace the ideal I/O curve for this frequency. This curve is traced for a given gain that we will explain later in the procedure (Fig. 10).

Nous voyons là une particularité de la méthode qui je pense est très futuriste puisqu'elle est actuellement la seule méthodologie à permettre la détermination de multi facteur de compression par bande de fréquence. Si, a titre d'exemple nous prenons la fréquence 2000 Hz de l'oreille droite ainsi présentée, nous pouvons ainsi tracer la courbe d'entrée-sortie (I/O) idéale pour cette fréquence. Cette courbe est tracée pour un gain déterminé que nous expliciterons dans la suite de la procédure (Fig. 10)

The second step of the method is to calculate the value of the ideal target gain for all frequencies. The method recommends comparing the NLCC (MCLHIGH) of the hearing-impaired subject with the curve established as the reference for this same level in the normal-hearing subject.

The values for the target gain thus obtained correspond to the gains to apply for an input signal level equal to 70 dB SPL. If we take the example of our previous subject, we can visualize the values of these target gains (Fig. 11).

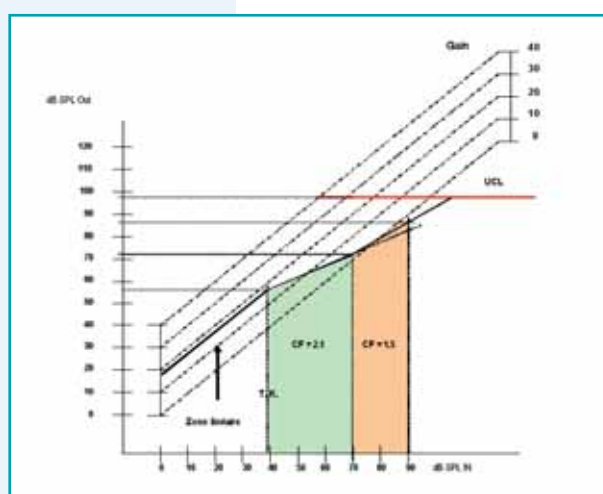


FIGURE 10 : COURBE I/O POUR LA FRÉQUENCE 2000 HZ DE L'OREILLE DROITE TENANT COMPTE DE LA MATRICE DES FACTEURS DE COMPRESSION DE LA MÉTHODE C.T.M.
I/O CURVE FOR THE 2000 HZ FREQUENCY OF THE RIGHT EAR, GIVEN THE MATRIX OF THE COMPRESSION FACTORS OF THE CTM METHOD.

La seconde étape de la méthode consiste à calculer la valeur du gain cible idéal pour l'ensemble des fréquences. La méthode préconise pour cela de comparer le N.L.C.C. (MCL High) du malentendant avec la courbe établie comme référence pour ce même niveau chez le sujet normal. Les valeurs de gain cible ainsi obtenues correspondent aux gains à appliquer pour un niveau de signal d'entrée égal à 70 dB SPL.

Si l'on reprend l'exemple de notre sujet exemple nous pouvons visualiser les valeurs de ces gains cible (Fig. 11).

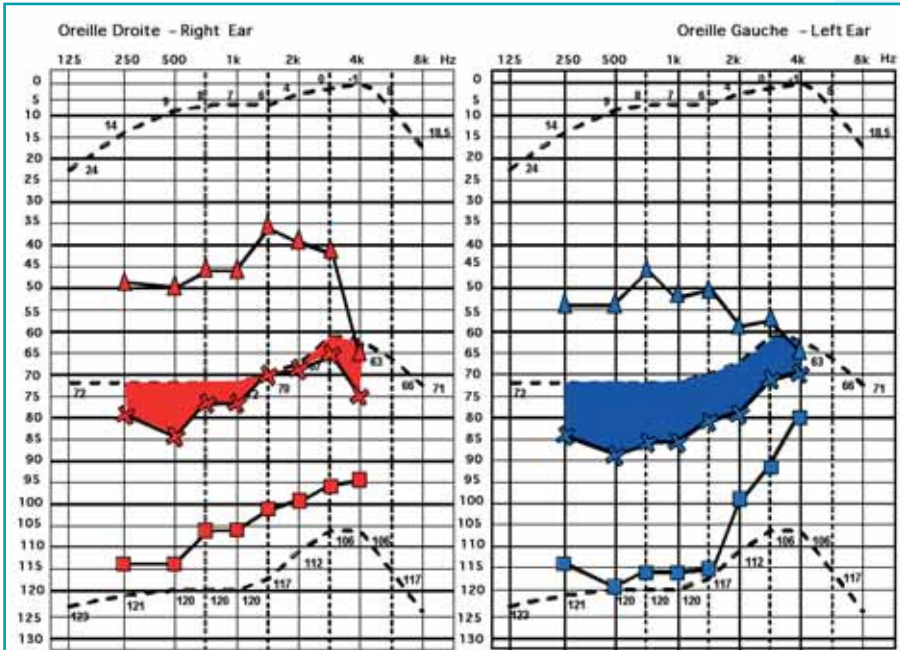


FIGURE 11 : VALEUR DES GAINS CIBLE (GAIN D'INSERTION) POUR UN NIVEAU DE SIGNAL D'ENTRÉE DE 70 DB SPL
 VALUE OF THE TARGET GAINS (INSERTION GAIN) FOR AN INPUT SIGNAL LEVEL OF 70 DB SPL

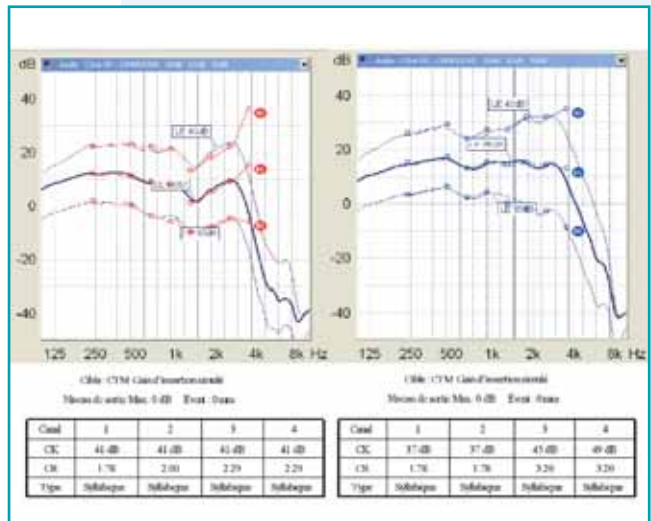
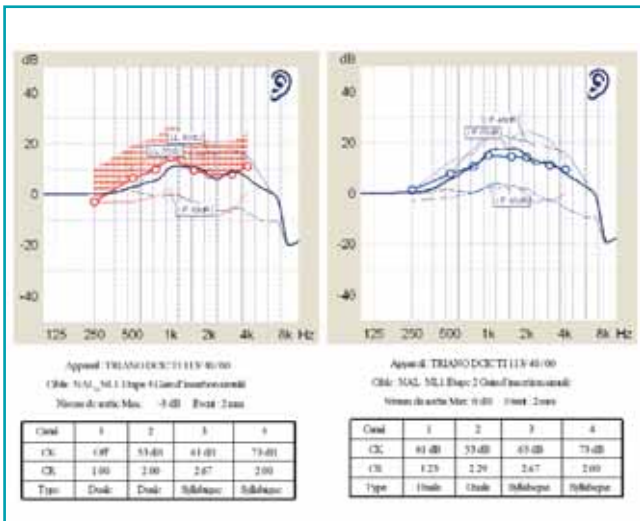
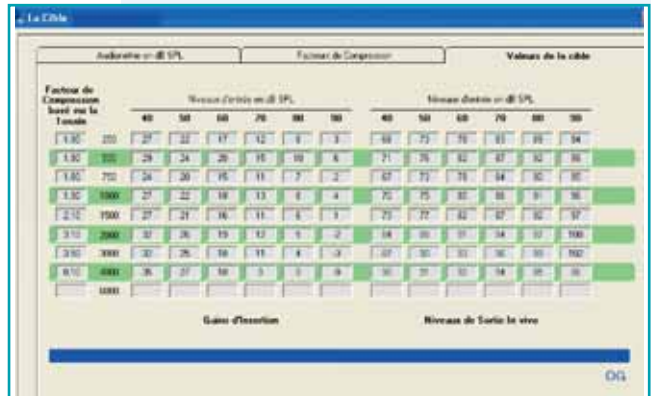


FIGURE 12 : COURBES DE RÉPONSES ET RÉGLAGES CHOISIS SELON LA MÉTHODE NAL_NL1
 RESPONSE AND SETTING CURVES ACCORDING TO THE NAL_NL1 METHOD

FIGURE 13 : COURBES DE RÉPONSES ET RÉGLAGES CHOISIS SELON LA MÉTHODE C.T.M.
 RESPONSE AND SETTING CURVES ACCORDING TO THE CTM METHOD

QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

The values for gains for all other frequencies result from the parameters described above. Given the current state of prosthetic technology, and as a first step, the "La Cible" software only includes in its calculations the low compression factors.

To return to our case study, we then noted the parameters of the hearing aids worn by this patient. The measurement of these data showed that the fitting approach was of the NAL-NL1 type, one that offers a fundamental difference in recommendations for settings from the CTM method. (Fig. 12 et 13), although our colleague had chosen a different correction step for each ear, to take into account the tolerance of the patient.

As offered by the "La Cible" software, we wanted to compare for this case the target gains proposed by the CTM and by the Pre-Setting methods. We can see that despite a different approach, the prescription results are quite close. (Fig. 14)

Les valeurs des gains sur l'ensemble des autres fréquences découle ensuite des paramètres précédemment décrits. Dans l'état actuel de la technologie prothétique et dans un premier temps, le logiciel « La Cible » n'intègre dans ses calculs que les facteurs de compression Bas.

Pour reprendre l'étude de notre cas, nous avons ensuite relevé les paramètres des prothèses actuellement portées par ce patient. La mesure de ces données montre que l'approche prothétique utilisée est de type NAL-NL1, est fondamentalement différente des préconisations de la méthode CTM. (Figures 12 et 13) bien que ce confrère ait choisi une étape de correction différente sur les deux oreilles en fonction de la tolérance du patient.

Comme le logiciel « La Cible » en offre la possibilité, nous avons voulu comparer sur ce cas les cibles de gain proposées par la méthode C.T.M. et la méthode du Pré Réglage. Nous pouvons voir que malgré une approche différente, les résultats des prescriptions sont assez voisines (Fig. 14).

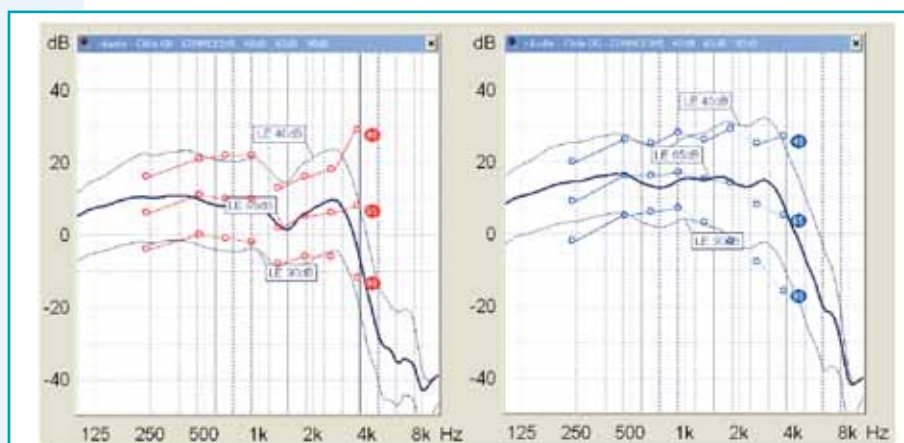


FIGURE 14 : COURBES DE RÉPONSE DONNÉES PAR LE LOGICIEL "LA CIBLE" PAR RAPPORT AUX CIBLES DE GAIN PRÉCONISÉES PAR LA MÉTHODE C.T.M.
RESPONSE CURVES GIVEN BY THE "LA CIBLE" SOFTWARE FOR TARGET GAINS [FOR PRE-SETTING] COMPARED WITH THOSE RECOMMENDED BY THE CTM METHOD.

The comparative tonal audiometry evaluations for the hearing aids for this patient set according to the two methods of fitting (NAL-NL1 and CTM) show the fundamental differences in these fitting approaches (Fig 15 and 16).

Le bilan audioprothétique tonal comparatif réalisé avec les aides auditives de ce patient réglées selon chacune des deux méthodes d'appareillage (NAL-NL1 et CTM) met en évidence les différences fondamentales de ces approches prothétiques (Figures 15 et 16).

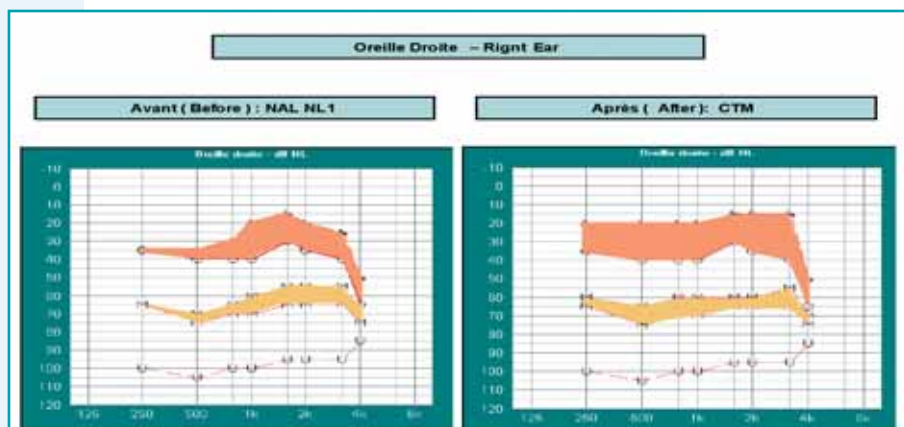


FIGURE 15 : BILAN PROTHÉTIQUE COMPARATIF DE LA PROPOSITION PROTHÉTIQUE FORMULÉE POUR L'OREILLE DROITE SELON LA MÉTHODE NAL-NL1 ÉTAPE 4 CONNEXX ET LA MÉTHODE C.T.M.
COMPARATIVE HEARING AID FITTING EVALUATION FOR THE PROPOSITION OFFERED FOR THE RIGHT EAR ACCORDING TO THE NAL-NL1 STEP 4 CONNEXX METHOD AND THE CTM METHOD.

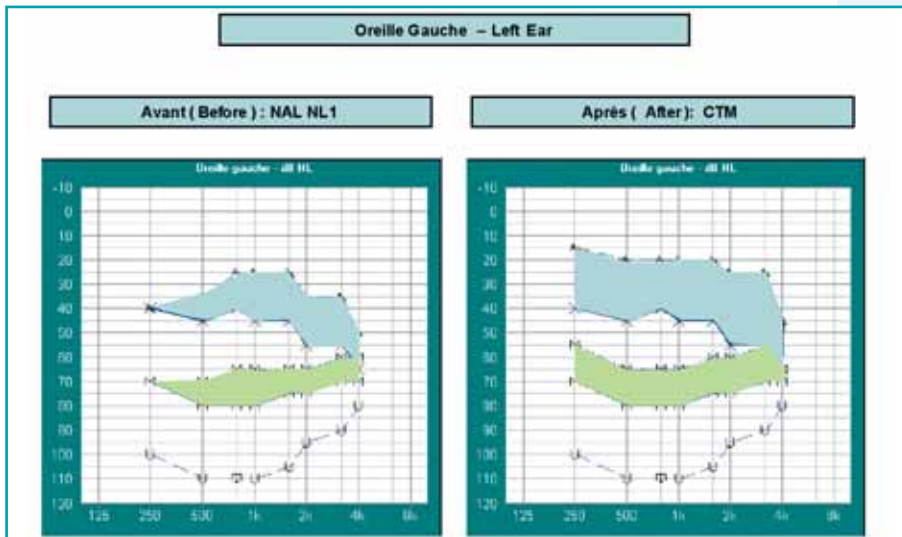


FIGURE 16 : BILAN PROTHÉTIQUE COMPARATIF DE LA PROPOSITION PROTHÉTIQUE FORMULÉE POUR L'OREILLE GAUCHE SELON LA MÉTHODE NAL-NL1 ÉTAPE 2 CONNEX ET LA MÉTHODE C.T.M.
 COMPARATIVE HEARING AID FITTING EVALUATION FOR THE PROPOSITION OFFERED FOR THE LEFT EAR ACCORDING TO THE NAL-NL1 STEP 4 CONNEX METHOD AND THE CTM METHOD.

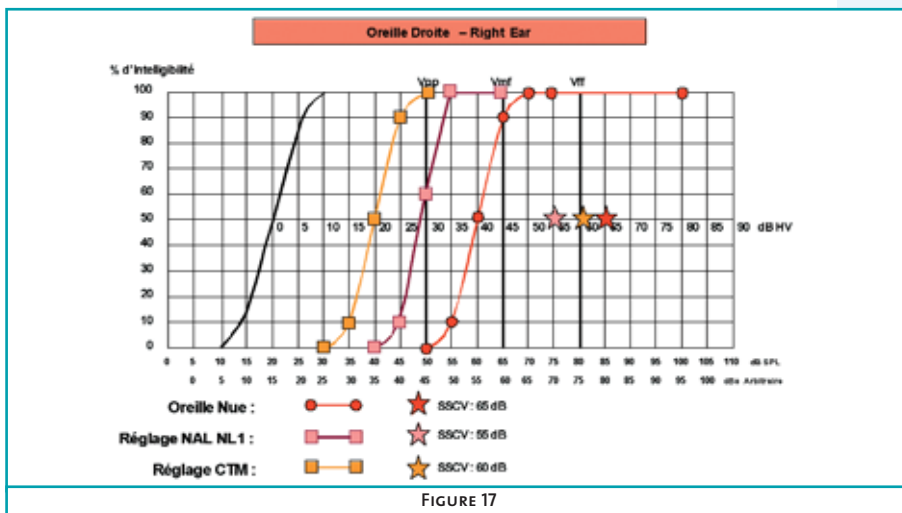


FIGURE 17

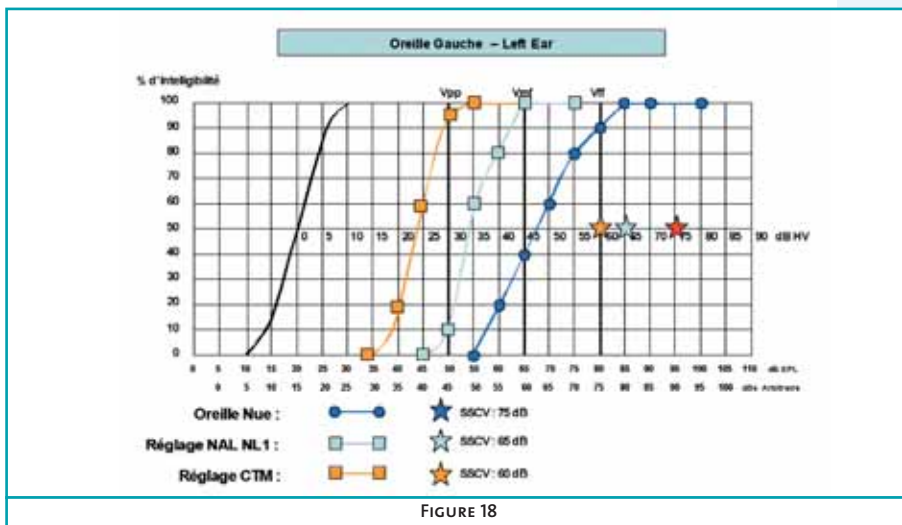


FIGURE 18

Nous pouvons voir qu'au plan de l'audiométrie vocale les incidences de ces deux approches méthodologiques sont largement en faveur de l'approche supra liminaire en termes d'amélioration de l'intelligibilité (Figures 17 et 18).

We can see that for speech audiometry, the results of these two methodologies slightly favor the supraliminal approach in terms of improvement in intelligibility (Fig. 17 and 18).

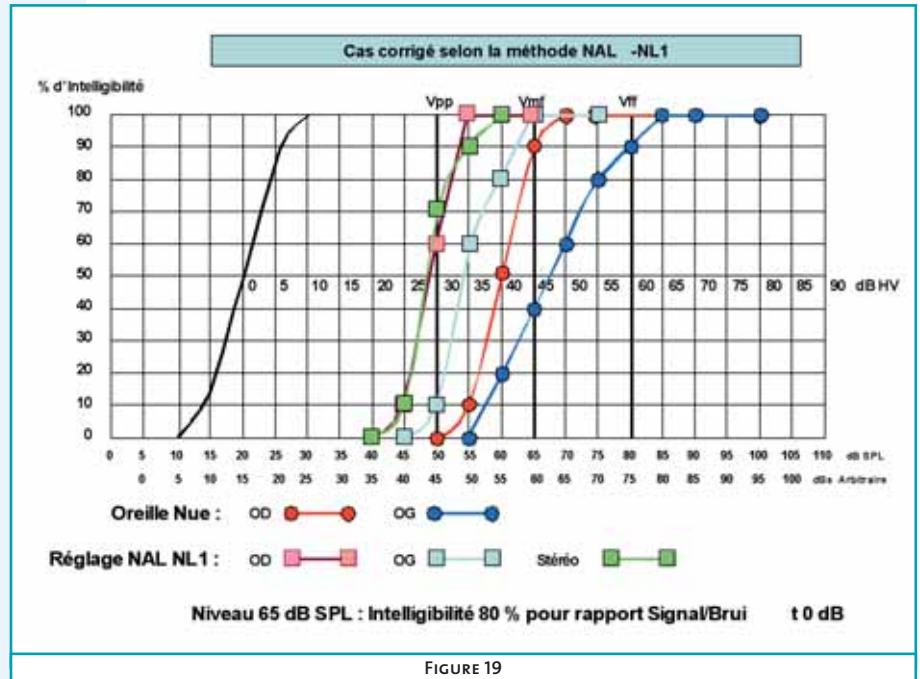
QUESTIONS SUR LE C.T.M. / QUESTIONS ON THE C.T.M.

Interview de François Le Her par François Degove

Interview of François Le Her by François Degove

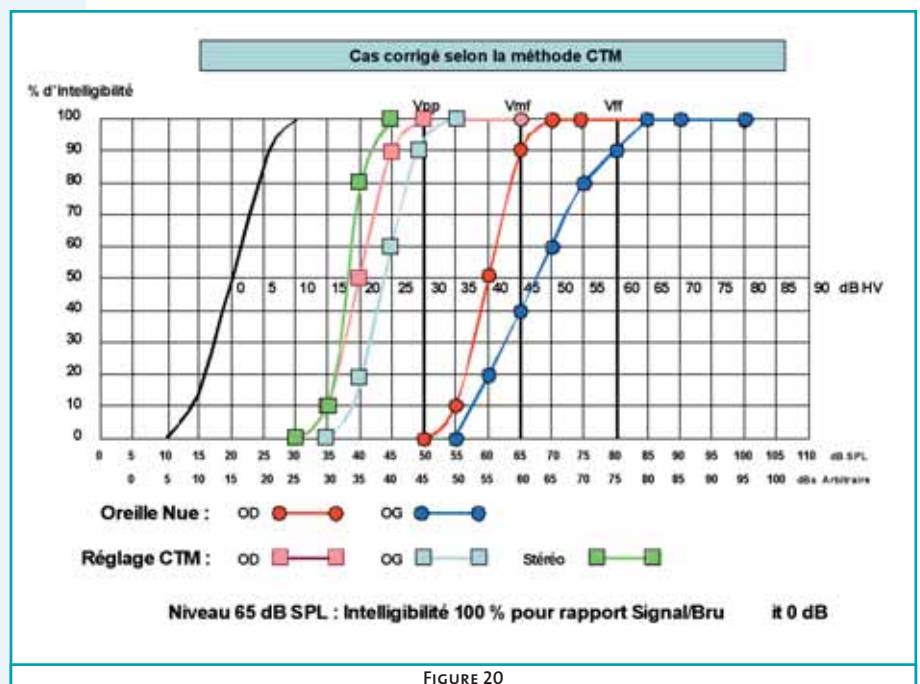
For speech, we can see that our patient, corrected by the NAL-NL1 method, presents a strong dissymmetry in intelligibility between the two fitted ears. This dissymmetry has as a consequence a failure to rehabilitate stereophonic hearing. The binaural speech curve for the fitted ears is superimposed on the speech curve for the fitted right ear (Fig. 19).

Au plan vocal nous pouvons voir que notre patient, corrigé par la méthode NAL-NL1 présente une forte dissymétrie de son intelligibilité oreilles appareillées. Cette dissymétrie a pour incidence de ne pas réhabiliter l'audition stéréophonique. La courbe vocale binaurale oreilles appareillées est superposée avec la vocale de l'oreille droite appareillée (Fig. 19).



The approach to the same case with the CTM method shows that the monaural speech audiometry for fitted ears are sufficiently symmetrical to allow for complementary of intelligibility. The recovery of stereophonic hearing is shown by a gain of 3 dB in binaural hearing (Fig. 20).

L'approche du même dossier par la méthode C.T.M. montre que les vocales mono auriculaires oreilles appareillées sont suffisamment symétriques pour permettre une complémentarité de l'intelligibilité. La récupération de l'audition stéréophonique est matérialisée par un gain de 3 dB en audition binaurale (Fig. 20).



NOUS VOUS REMERCIONS DE CETTE EXPLICATION DE CAS MAIS QU'EN EST-IL DE LA MISE EN ŒUVRE DE VOTRE MÉTHODE POUR L'APPAREILLAGE DU NOURRISSON ?

La prise en charge prothétique du nourrisson et de l'enfant jusqu'à l'âge de 3 ans est une particularité qui singularise l'audioprothèse pédiatrique. A notre sens et comme le pensent nos grands spécialistes nationaux de ce type d'approche prothétique, en particulier Eric BIZAGUET, les méthodes d'appareillage ne sont pas directement applicables aux très jeunes enfants sans appréciation particulière des mesures audiométriques comportementales obtenues.

En effet l'étalonnage de l'ensemble des transducteurs de mesure (casque, vibreur, champ libre) est réalisé selon les spécifications caractéristiques de la norme tenant compte des particularités anatomiques et acoustiques de l'adulte. Il ne nous paraît pas raisonnable de se baser directement sur les mesures audiométriques comportementales de l'enfant pour les intégrer dans les tables de données des méthodes d'appareillage sauf peut être pour les mesures réalisées avec des écouteurs d'insertion ER3A. Cette opinion est partagée par CORNELISE et SEEWALD³⁶ qui ont donné dès 1993, les valeurs des cibles de niveaux de sortie appropriées à une utilisation pédiatrique en fonction de la fréquence et du seuil d'audition.

L'audioprothésiste pédiatrique doit comme le skipper d'un navire dans des conditions de navigation difficiles avoir la sagesse de couper son pilote automatique pour reprendre la barre à la main. L'audioprothésiste, fervent partisan d'une approche méthodologie systématique, ne pourra utiliser cette voie que si les mesures audiométriques sont réalisées avec des écouteurs d'insertion. Il sera néanmoins toujours nécessaire d'interpréter ces seuils et d'utiliser des mesures in vivo.

NOUS VOUS REMERCIONS MR LE HER

REFERENCES

- [1] Fletcher H. Hopeful trends in the testing of hearing aids and the prescription of hearing aids. Paper presented at: the 50th annual meeting of the American Federation of Organizations for the Hard of Hearing;1926.
- [2] Knudsen V, Jones I. Audiometry and the prescription of hearing aids. *Laryngoscope*. 1936;46:523-536.
- [3] West W. Measurements of the acoustical impedance of human ears. *Post Office Electrical Eng J*. 1929;21:293-300.
- [4] Watson LA, Knudsen VO. Selective amplification in hearing aids. *J Acoust Soc Am*. 1940;11:406-419
- [5] Carhart R. Tests for the selection of hearing aids. *Laryngoscope*. 1946;56:780-794.
- [6] Wallenfels, H. G. *Hearing Aids on Prescription*. Charles C Thomas, Springfield, IL. 1967
- [7] Lybarger S. *Simplified fitting system for hearing aids*. Catonsburg, Pa: Radioear Co;1963. .
- [8] McCandless G, Lyregaard P. Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids. *Hear Instrum*. 1983;16-21.
- [9] Byrne D, Tonisson W. Selecting the gain of hearing aids for persons with sensori-neural hearing impairments. *Scand Audiol*. 1976;5: 51-59.
- [10] Balbi, C. M. R. (1935) Quoted in Lybarger, S. F. 1978. Selective amplification, a review and evaluation. *J. Am. Aud. Soc*. 3, 259.
- [11] König E. (1967) Problèmes actuels de l'adaptation des appareils de correction auditive en Suisse. *Aud. Int*. Vol. 6, n°3, dec.
- [12] Keller F. *Aide technique au cours de la réadaptation fonctionnelle des hypoacousiques*. Ed. Springer, Berlin. Heidelberg. New York. 2 Edition.
- [13] Boorsma A. (1977) De l'utilité du pré-réglage de l'intensité des prothèses auditives chez certains enfants et adultes. *Acta Oto-Rhino. Bel*. n°31 (Fas. 1).
- [14] Renard X. (1979) Contribution à l'étude de l'appareillage auditif par la méthode du pré-réglage de Boorsma. *Audition et Parole*, Vol. 1, n°1.

WE THANK YOU FOR THIS EXPLANATION, BUT WHAT ABOUT IMPLEMENTING YOUR METHOD FOR HEARING AID FITTING OF BABIES?

Fitting babies and children up to age three is a particularity that characterizes pediatric hearing-aid fitting. To our way of thinking, and along with our great French specialists of this type of fitting approach, and in particular, Eric BIZAGUET, fitting methods are not directly applicable to very young without a particular consideration of the audiometric measures. The calibration of all measurement transducers (headphones, vibrators, free field) is done according to the characteristics specifications of the norm with anatomical and acoustic particularities of adults.

It does not appear reasonable to us to base fitting directly on children's audiometric values and to incorporate these values in the data tables for the various fitting methods, except perhaps for measurements made with ER3A insertion earphones. This opinion is shared by CORNELISE AND SEEWALD³⁶ who have since 1993 provided values for recommended output levels appropriated for a pediatric use according to the frequency and the threshold of hearing.

Like the skipper of a boat in troubled seas, the pediatric audioprothesist must know when to turn off the autopilot and take the tiller. use this way if the audiometric measurements are made with the insertion earphones. It will be nevertheless always necessary to interpret these thresholds and to use in vivo measures.

THANK YOU VERY MUCH, MR. LE HER.



PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE

L'appareillage de l'Adulte - 3 tomes*



**5 CD
AUDIO**
Audiométrie Vocale

TEXTES RÉGLEMENTAIRES

CD Rom inclus - Année 2006



PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE - TOME I ISBN n° 2-9511655-4-4
L'appareillage de l'adulte - Le Bilan d'Orientation Prothétique

50,00 € x exemplaire(s) €
Frais de port France 7,50 € ou Etranger 9,00 € à l'unité €

PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE - TOME III ISBN n° 2-9511655-3-6
L'appareillage de l'adulte - Le Contrôle d'Efficacité Prothétique

60,00 € x exemplaire(s) €
Frais de port France 7,50 € ou Etranger 9,00 € à l'unité €

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

15,00 € x exemplaire(s) €
Frais de port France 5,50 € ou Etranger 6,50 € à l'unité €

COFFRET DE 5 CD AUDIO « AUDIOMÉTRIE VOCALE »

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

100,00 € x exemplaire(s) €
Frais de port France 6,50 € ou Etranger 8,00 € à l'unité €

SOIT UN RÈGLEMENT TOTAL DE €

NOM PRÉNOM

SOCIÉTÉ

ADRESSE

CODE POSTAL VILLE

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN - Tél 03 21 77 91 24

* Le tome II est en cours de réédition

- [15] Renard X. (1983) La méthodologie du pré-réglage pour le choix de l'appareil auditif. éditions Arnette Paris.
- [16] Victoreen J. Basics of Audiometry. Springfield, Ill: Charles C. Thomas; 1973.
- [17] Levitt, H. (1978) Adaptive testing in audiology. Scand. Audiol. Suppl. 6, 241-291.
- [18] Levitt, H. Methods for the evaluation of hearings aids. Scand. Audiol. Suppl. 6, 199-240.
- [19] Shapiro I. (1975). Prediction of most comfortable loudness in hearing aid evaluation. Journal of speech and hearing disorders XL (434-38).
- [20] Shapiro, I. (1976) Hearing aid fitting by prescription. Audiology 15, 163-173.
- [21] Shapiro I. (1980). Comparison of three hearing aid prescription procedures. Ear and hearing, Vol. 1, n°4.
- [22] Pascoe, D.P. (1978) An approach to hearing aid selection. Hear. Instrum. 29, no. 6, 12-16, 36.
- [23] Pascoe D.P. (1980) Clinical implications of non-verbal methods of hearing aid selection and fitting. Semin. Speech Lang. Hear. 1, 217-229.
- [24] Pascoe D.P. (1988) Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. In: Hartvig Jensen J, ed. Hearing aid fitting - Theoretical and practical views. Proceedings of the 13th Danavox Symposium 129-52.
- [25] Rainville M.J., Ridel PH., Couespel J. (1980) Vers la correction auditive sur mesure : la méthode ortho-téléphonique. Revue de Laryngologie, Vol. 102, n° 3-4, 109-123.
- [26] Le Her F. (1984) La méthode CTM (Comfortable Transfer Matrix) ou Méthode de la Matrice de Transfert. Cahiers du CENECA édition GIPA Pontchartrin France 3, 1-9.
- [27] Le Her F. (1985) La méthode C.T.M. : une nouvelle méthode d'appareillage supraliminaire. Communication présentée au 30ème congrès international des audio acousticiens. BERCHTESGADEN R.F.A.
- [28] Le Her F. (1988) Une méthode supraliminaire d'approche prothétique " La Méthode C.T.M. Cahiers de l'Audition 82 (2), 25-37.
- [29] Punch J.L., Parker C.A. (1981) Pairwise listener preferences in hearing aid evaluation. J. Speech Hear Res 24, 366-74.
- [30] Montgomery A.A., Schwartz D.M., Punch J.L. (1982) Tournament strategies in hearing aid selection. J Speech Hear Res 47, 363-72.
- [31] Hellbrück, J., Moser L.M. (1985) Hörgeräte - Audiometrie: Ein computer-gesteuertes Verfahren zur Hörgeräte - Anpassung. Psychologische Beiträge 27, 494-508.
- [32] Allen, J.B., Hall J.L., Jeng, P.S. (1990) Loudness growth in _ octave bands (LGOB) - A procedure for the assessment of loudness. J. Acoust. Soc. Am. 88: 745-53
- [33] Kiessling J. (1993) Current approaches to hearing aid evaluation. J. of Speech Language Pathology and Audiol. 16 (Suppl.) 39-49
- [34] Kiessling J., Steffens T., Wagner I. (1993) Untersuchungen zur praktischen Anwendbarkeit der Lautheitsskalierung. Audiol Akust 32, 100-15.
- [35] Kiessling J., Schubert M., Archut A. (1996) Adaptative Fitting of Hearing Instruments by Category Loudness Scaling (ScalAdapt). Scandinavia Audiology 25, 153-160
- [36] Cornelisse L.E., Seewald R.C., Jamieson D.G. (1994) The input/output formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. J. Acoust Soc Am 97, 1854-64.
- [37] Cornelisse L.E., Seewald R.C., Jamieson D.G. (1994) Fitting wide dynamic range compression hearing aids: The DSL[I/O] approach. Hear J. 47 (10), 23-26.
- [38] Voltz C. (1984) Reproductibilité des niveaux d'audition les plus confortables et d'inconfort. Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste - Faculté de Nancy
- [39] Hughson W., Westlake H. (1944) Manual for program outline for rehabilitation of aural casualties both military and civilian. Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngo. Suppl. 48, 1-15.
- [40] Causse R., Chavasse P. (1941) Différence entre le seuil de l'audition binaurculaire et le seuil monoaurculaire en fonction de la fréquence. C.R. Soc. Biol. Paris 135, 1272-1275.
- [41] Causse R., Chavasse P. (1942) Recherches sur le seuil de l'audition binaurculaire comparée au seuil monoaurculaire en fonction de la fréquence. C.R. Soc. Biol. Paris 136, 301.

**Pour que vos clients
dorment paisiblement
et se réveillent toujours
à l'heure :**

**Set DS-1 - Réveil digital DS-1
blanc avec coussin vibrant
inclus : Offre de lancement
jusqu'au 31.12.2008**



Le set réveil DS-1, actuellement en offre de lancement, comprend le réveil DS-1 blanc avec son signal acoustique très puissant et un coussin vibrant. Vos clients peuvent se fier à cette double stratégie de réveil ...

... et ceux qui préfèrent être réveillés par flash ou par la brise fraîche d'un ventilateur, le réveil DS-1 offre la possibilité de brancher un module flash ou un module de commutation permettant d'activer un appareil électrique - comme par exemple le ventilateur cité plus haut.

Le set DS-1 : **Réveil avec coussin vibrant**, actuellement en promotion, profitez-en!



SMS Audio Electronique

173 rue du Général de Gaulle • F-68440 Habsheim

Tél.: 03 89 44 14 00 • Fax: 03 89 44 62 13

Internet: www.humantechnik.com • E-Mail: sms@audiofr.com



Pourquoi pas vous?

Siemens Life™.
Une aide auditive qui vous ressemble.

Élégant, moderne, discret, Life est un micro contour d'oreille design. Il délivre une puissance remarquable en adaptation ouverte. Equipé de la puce numérique de 6^{ème} génération, il dispose des dernières innovations technologiques en termes de traitement de signal et de confort d'écoute. Compatible Bluetooth®, Life permet de recevoir, par l'intermédiaire de la télécommande Tek, la musique, le téléphone, le son de la télévision en temps réel et en stéréo directement dans les aides auditives. Disponible en 16 couleurs, Life offre des centaines de combinaisons possibles. www.siemens-audiologie.com

Answers for life.*

SIEMENS

* Des réponses pour la vie.



PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE

Production,
phonétique acoustique
et perception de la parole

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

BON DE COMMANDE

99,00 € x exemplaire(s) = €

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

Soit un règlement total de €

NOM PRÉNOM

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL VILLE

PAYS

Tél Fax

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

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

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

« LA CIBLE » EN QUESTIONS / « LA CIBLE » QUESTIONS & ANSWERS

Charles Elcabache
Charles Elcabache

WHAT LED YOU TO CREATE THE "LA CIBLE" SOFTWARE?

The development of programmable hearing aids has lead manufacturers to use a wide variety of setting methods, with automatic gain settings that are often imprecise.

The use of two or three different suppliers leads to very different results, so it became indispensable to have a single method that can be used everywhere, a sort of "benchmark".

The "La Cible" software allows for unifying the fitting method while making its routine use very fast and easy.

WHAT CAN ONE ASK OF SUCH A PROGRAM?

The goal is to design a sort of computerized overlay that can be superimposed on all program using WindowsND.

It's as if we have a transparency on a screen precisely indicating the gain curves recommended for the "CTM" or the "Pre-Setting", to be used in the programming modules of the hearing aids as well as with in vivo measurement software.

WHAT WERE THE CONSTRAINTS TO REACH THIS RESULT?

We had to design a window in Windows ND that remains in the foreground, and which remains transparent, not only visually, but to mouse movements and clicks.

This window must show the target gain curve, which needs to be :

- Positioned
- Resized
- Adjusted for various scales
- Configured (input level, etc.)

independently for each manufacturer's module.

In addition, with the goal of ease of use, we need to recover and record audiometry data in the standard software of the profession: NOAH 3.

The company distributing "La Cible" must thus operate under a license from the HIMSA in order to read and write data in the NOAH data bases.

CAN YOU EXPLAIN HOW TO USE "LA CIBLE"?

Here, with a few screenshots, is the way it is used.

A) "STEP-BY-STEP" USE (example with Pre-Setting)

Note: at this point, you must choose the method, either "CTM" or "PRE-SETTING".

1. Open the program:

The first screen allows you to select a patient in your NOAH data base. Simply type in the first two or three letters of the patient's name and click on the full name to open the patient's file.

QU'EST-CE QUI VOUS A CONDUIT À CRÉER LE LOGICIEL « LA CIBLE » ?

Le développement des aides auditives programmables a conduit les fabricants à utiliser des méthodes de réglages prothétiques très variées, avec des auto-réglages des gains préconisés souvent imprécis.

L'utilisation régulière de deux ou trois fournisseurs différents conduisant à des résultats très différents, il devenait indispensable, par souci de cohérence, d'avoir une seule méthode, utilisable partout... une sorte de « mètre étalon ».

Le logiciel « la Cible » permet d'unifier la méthode d'appareillage en la rendant très facile et rapide à utiliser en routine.



QUE PEUT-ON DEMANDER À UN TEL PROGRAMME ?

Le but à atteindre a été de concevoir une sorte de « calque » informatique, superposable à tous les programmes sous Windows ND.

C'est un peu comme si nous avions un transparent sur l'écran indiquant, avec précision, les courbes de gain préconisé pour le « CTM » ou le « Pré-Réglage », utilisable dans les modules de programmation des aides auditives, mais également dans les logiciels de mesure In vivo ou en caisson.

QUELLES ONT ÉTÉ LES CONTRAINTES POUR PARVENIR À CE RÉSULTAT ?

Il fallait concevoir une fenêtre dans Windows ND qui soit toujours visible en premier plan, et qui soit transparente visuellement mais également aux clics et mouvements de souris.

Cette fenêtre devant supporter la courbe de gain cible devait pouvoir être :

- Positionnée,
 - Dimensionnée,
 - Ajustée du point de vue des échelles,
 - Configurée (niveau d'entrée, etc.),
- Indépendamment pour chaque module fabricant.

Par ailleurs, dans un but de facilité d'emploi, il fallait récupérer et enregistrer les données d'audiométrie dans le logiciel standard de la profession : NOAH 3.

La société distribuant « La Cible » doit donc être, sous licence de l'HIMSA, habilitée à lire et écrire des données dans les bases de NOAH.

POUVEZ-VOUS NOUS EXPLIQUER COMMENT S'UTILISE « LA CIBLE » ?

Voici, en quelques images d'écran, « la prise en main » :



A) UTILISATION « PAS À PAS » (EXEMPLE AVEC LE PRÉ-RÉGLAGE)

N.B. : Il y a lieu ici de choisir la méthode « CTM » ou « Pré-Réglage ».

1. Ouverture du programme :

Le premier écran permet de sélectionner un patient dans votre base de données NOAH. Il suffit de saisir les 2 ou 3 premières lettres du nom et de cliquer sur le nom complet pour basculer sur le dossier du patient.

2. Fiche information du patient :

Ici aussi les données sont les mêmes que celles de NOAH 3; il est même possible de les modifier et d'enregistrer les changements.

3. Audiométrie :

Cet écran résume les données d'audiométrie de NOAH sous forme d'un tableau.

Les champs sur fond gris (MTD et probabilité d'intelligibilité phonétique) sont calculés par le logiciel.

Le déplacement de la souris sur un champ ouvre une bulle qui permet de se remettre en mémoire la signification des abréviations utilisées :

- SA = Seuil Auditif (dB HL)
- MTD = Médiane Théorique de la Dynamique (dB HL)
- SSI = Seuil Subjectif d'Inconfort (dB HL)
- RS = Réflexe Stapédien (dB HL)
- SSCV = Seuil Subjectif de Confort Vocal (dB HL)
- MAV = Maximum Acceptable Vocal (dB HL)

4. Cible :

Nous voici dans l'écran final de la validation des gains cible.

Les oreilles sont visualisées successivement, l'audiométrie et le gain cible correspondant (le choix du type de coupler utilisé ou de la mesure In vivo est à préciser).

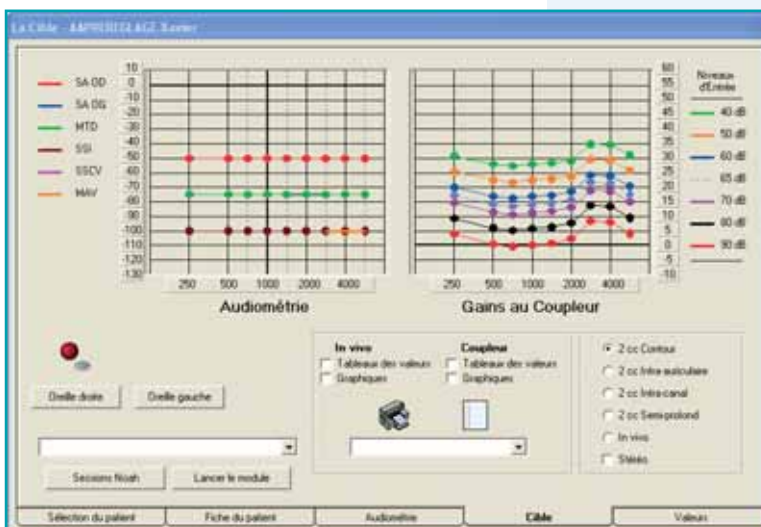
Dans l'utilisation routinière, il est possible de lancer le module NOAH de son choix ou de sélectionner dans « sessions NOAH » la session de réglage sur laquelle on désire intervenir.

5. Lancement du module NOAH :

Ouvrez le module fabricant de votre choix.

Pour faire apparaître la cible que vous avez auparavant configurée, il faut faire un clic sur l'icône présente dans la barre d'état de Windows ND.

Vous l'avez deviné... le point rouge correspond à l'oreille droite : cliquez dessus !



2. Patient information sheet:

Here, too, the data are the same as those in NOAH 3; it is even possible to modify them and save the changes.

3. Audiometry:

This screen summarizes the audiometry data from NOAH in the form of a table.

The gray fields (theoretical median of the dynamic range and probability of phonetic intelligibility) are calculated by the software.

Moving the mouse over a field opens a bubble with reminders of the meaning of the abbreviations used (all in dB HL):

- SA = Seuil Auditif (threshold of hearing)
- MTD = Médiane Théorique de la Dynamique (theoretical median of the dynamic range)
- SSI = Seuil Subjectif d'Inconfort (subjective threshold of discomfort)
- RS = Réflexe Stapédien (stapedian reflex)
- SSCV = Seuil Subjectif de Confort Vocal (subjective threshold of vocal comfort)
- MAV = Maximum Acceptable Vocal (maximum acceptable vocal level)

4. Target:

Here we're at the final screen of confirmation of the target gains.

Each ear is viewed in turn, with its corresponding audiometry and target gain (you must indicate the choice of the type of coupler used or in vivo measurement).

In routine use, it is possible to launch the NOAH module of your choice or to select within "NOAH sessions" the setting session on which you want to operate.

5. Launch of the NOAH module:

Open the manufacturer's module of your choice.

To make the target that you have already configured appear, you must click on the icon present in the status bar of Windows ND.

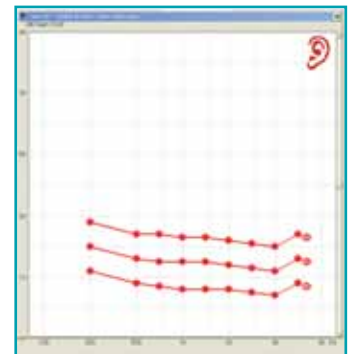
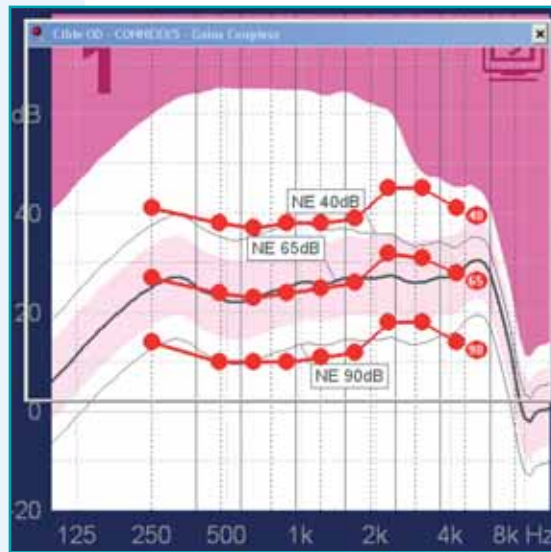
You've guessed right... the red dot corresponds to the right ear: click on it!

« LA CIBLE » EN QUESTIONS / « LA CIBLE » QUESTIONS & ANSWERS

Charles Elcabache
Charles Elcabache

Choose the module you've opened and you're ready to set your hearing aid.

Note: If you want to use in vivo measurement, launch the module and the corresponding target, here, UNITY PROBEMIC (SIEMENS), that you have already configured.



Choisissez le module que vous avez ouvert et vous voici prêt à régler votre aide auditive.

N.B. : Si vous souhaitez utiliser la mesure In vivo, lancez le module et la cible correspondante (ici UNITY PROBEMIC (SIEMENS)) que vous aviez par avance configurée.

B) ADVANCED USE

In three tabs, you can view:

- The numerical values of the target for use on other non-interfaced measurement chains,

The screenshot shows a table with columns for 'Niveau d'entrée en dB SPL' (40, 50, 60, 70, 80, 90) and 'Niveau de sortie en dB SPL' (40, 50, 60, 70, 80, 90). The rows represent different target levels (e.g., 2.14, 2.22, 2.24, 2.26, 2.28, 2.16, 2.12, 2.14, 2.18). A 'Facteur de Compression' column is also present. The table is titled 'Facteur de Compression' and 'Niveau de la cible'.

B) UTILISATION AVANCÉE

En trois onglets, vous visualisez :

- Les valeurs numériques de la cible pour des usages sur d'autres chaînes de mesure non interfacées,

- The compression factors,

The screenshot shows a table with columns for 'Facteur de Compression' and 'Niveau de la cible'. The rows represent different target levels (e.g., 2.14, 2.22, 2.24, 2.26, 2.28, 2.16, 2.12, 2.14, 2.18). The table is titled 'Facteur de Compression' and 'Niveau de la cible'.

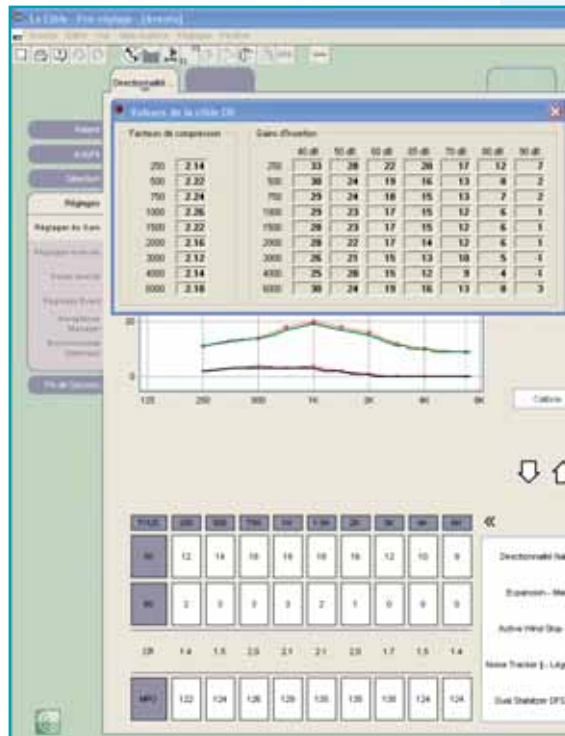
- Les facteurs de compression,

- The audiometry in dB SPL.

The screenshot shows a table with columns for 'Niveau d'entrée en dB SPL' and 'Niveau de sortie en dB SPL'. The rows represent different target levels (e.g., 2.14, 2.22, 2.24, 2.26, 2.28, 2.16, 2.12, 2.14, 2.18). The table is titled 'Niveau d'entrée en dB SPL' and 'Niveau de la cible'.

- L'audiométrie en dB SPL.

N.B. : en mode programmation, vous pouvez visualiser les valeurs numériques sous forme d'un tableau résumé.



Note: in programming mode, you can view the numerical values in the form of a summary table.

C) CONFIGURATIONS

1. En rapport avec un patient :

Pour information, vous pouvez visualiser les valeurs statistiques.

Dans l'écran « Valeurs propres au patient », il est possible de saisir fréquence par fréquence :

- La résonance naturelle de l'oreille,
- Les valeurs du CORFIG,
- Les valeurs du RECD,
- Les corrections par fréquence,
- Les corrections d'équilibre stéréo,
- Les corrections en cas d'audiométrie par pas de 1 dB.

FREQ	GNO	CORFIG	RECD	CORRECTIONS		
				Fréq.	Stéréo	Audio.
200	18	67%	1	28	12	2
500	9	64%	2	2	15	2
750	8	64%	2	2	15	2
1000	7	62%	2	4	15	2
1500	6	61%	2	4	15	2
2000	4	56	2	4	15	2
3000	2	52	2	4	15	2
4000	1	52%	2	4	15	2
6000	0	42%	2	4	15	2

C) CONFIGURATIONS

1. For a patient:

For information purposes, you can view the statistical values.

On the screen "values for the patient", it is possible to enter frequency by frequency :

- natural resonance of the ear
- CORFIG values
- RECD values
- corrections by frequency
- corrections for stereo balance
- corrections for audiometric measurements by 1 dB value.

Tout au long de ce processus vous pouvez par simple déplacement de la souris avoir la signification détaillée de chaque champ... utile en cas d'oubli.

FREQ	GNO	CORFIG	RECD	CORRECTIONS		
				Fréq.	Stéréo	Audio.
200						
500						
750						
1000						
1500						
2000						
3000						
4000						
6000						

Throughout this process, you can simply move the mouse to have the detailed meaning for each field, which is quite useful in case you forget.

FREQ	GNO	CORFIG	RECD	CORRECTIONS		
				Fréq.	Stéréo	Audio.
250						
500						
750						
1000						

Indiquez 0 dB en cas d'audiométrie par pas de 1 dB

« LA CIBLE » EN QUESTIONS / « LA CIBLE » QUESTIONS & ANSWERS

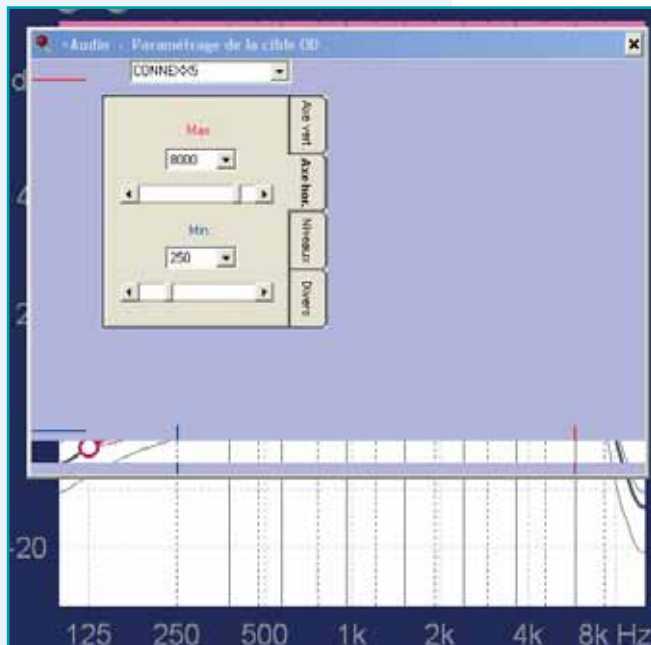
Charles Elcabache
Charles Elcabache

2. Graphical configuration of "La Cible" in NOAH:

After opening the programming module, or the in vivo measurement module, you must configure your target:

- you must give it a name
- define its dimensions
- define the scales of the vertical and horizontal axes
- define the input levels used and the type of output visualized
- define the graphic size of the target.

Clicking on the X at the upper right corner of the window confirms your choices.

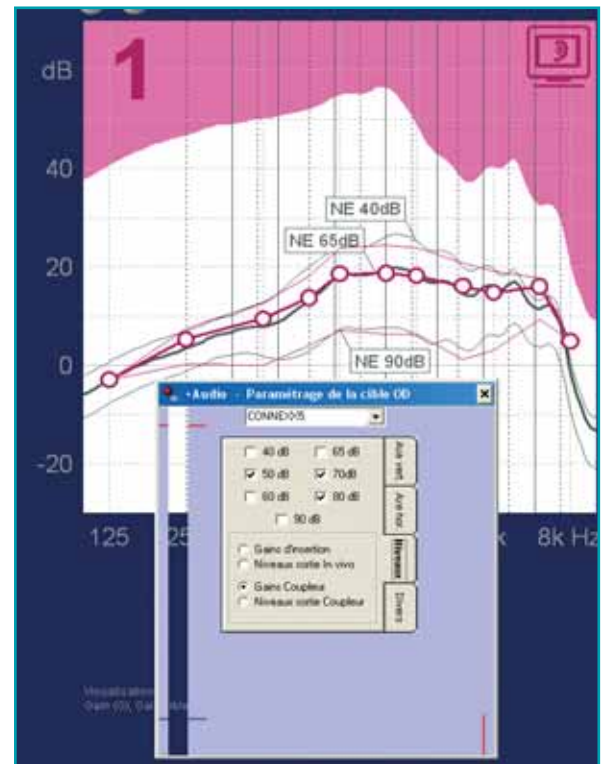


2. Configuration graphique de La Cible dans NOAH :

Après avoir ouvert un module de programmation, ou de mesure In vivo, vous devez configurer votre cible :

- Il vous faut lui attribuer un nom,
- Définir le dimensionnement,
- Définir les échelles sur l'axe vertical et sur l'axe horizontal,
- Définir les niveaux d'entrée utilisés et le type de sortie visualisée,
- Définir la taille graphique de la cible.

Un clic sur la croix en haut à droite de la fenêtre valide vos choix.



62

D) OPERATION WITH THE CTM METHOD

The CTM mode uses almost identical screens, so its use is very similar. But in the audiometry, the method requires you to enter the NLCC (niveau limite du champ auditio conversationnel, or limit level on the conversational field of hearing) in dB HL.

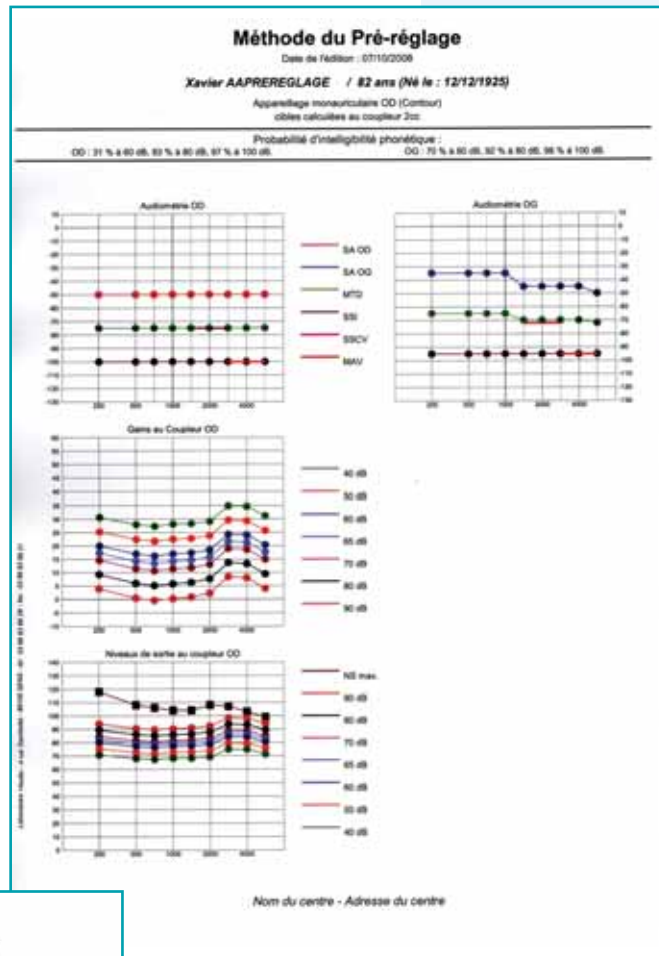
D) FONCTIONNEMENT AVEC LA MÉTHODE CTM

Le mode CTM utilise des écrans pratiquement identiques. L'utilisation est donc très proche. Cependant, dans l'audiométrie, la méthode demande la saisie du NLCC (Niveau Limite du Champ Auditif Conversationnel en dB HL).

SA	NLCC	SSI	SA	NLCC	SSI
40		105	250	20	90
40		110	500	20	90
45		110	750	25	90
50		115	1000	30	95
55		110	1500	35	95
60		105	2000	35	95
65		105	3000	35	95
70		105	4000	30	95
70		105	6000		95
SSCV : 75			SSCV : 65		

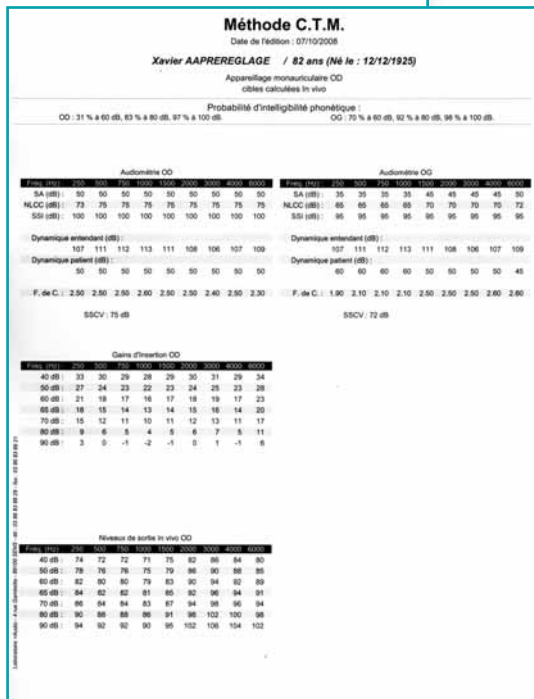
E) ÉDITIONS

Le logiciel permet d'imprimer les tableaux de valeur et les représentations graphiques pour les mesures In vivo ou pour les mesures au coupleur.



E) REPORTS

The software allows you to print the value tables and the graphs for in vivo or coupler measurements.



CONCLUSIONS

Très modestement, « la Cible » cherche à être un serviteur discret et fidèle des deux méthodes CTM et Pré-Réglage.

Son utilisation en routine, grâce à une ergonomie très facile à appréhender, devrait être une contribution à une utilisation beaucoup plus large de ces deux méthodes.

CONCLUSIONS

In all modesty, "La Cible" hopes to be a discreet and faithful servant for the two methods, CTM and PRE-SETTING.

Its routine use, thanks to an easy-to-understand interface, should offer a contribution to a much broader use of these two methods.

VEILLE TECHNOLOGIQUE



**6 OCTOBRE
2008
PARIS, LA CITÉ
DES SCIENCES**

Située dans le lieu prestigieux de la Géode, symbole de la technologie numérique, la première journée internationale des audioprothésistes : « Voyage vers le futur » organisée par Starkey France, a accueilli plus de 300 participants, 200 français et 100 étrangers. Cela représente beaucoup de monde pour la profession ; notre objectif est pleinement atteint !

Un événement d'une grande dimension

La présentation, qui se déroulait sur le plus grand écran hémisphérique d'Europe (1 000 m²), était, selon les participants, unique en son genre. « Cet endroit est high tech » constate sur place l'italien Luciano Pongiluppi, audioprothésiste à Modène.

Sérieux et attentif, le public était conquis par la dimension de l'événement qui a fait la part belle à la prospective.

« On est à un carrefour de l'innovation, les appareils changent tout le temps et c'est intéressant d'avoir une vision d'avenir. » nous dit Kamel Adjout (Lyon).

Le but n'était pas de lancer un produit, mais de donner une image d'avenir et de force où le patron n'hésite pas à venir lui-même sur scène clamer son enthousiasme.

« Je suis très impressionné par la manifestation et les visions du futur entrevues » déclare Graeme Cockburn, audioprothésiste à Saint Andrew (Ecosse). « Cette manifestation renforce encore plus notre cohésion. C'est important d'être membre d'une communauté. »

Starkey capitalise la recherche



Des chercheurs de haut niveau sont venus de Berkeley (Californie) pour passer des messages très ambitieux, montrant que le secteur de l'aide auditive va vivre de grandes révolutions, grâce aux recherches fondamentales et aux progrès de la technologie (nanotechnologies...).

« La recherche est capitale et c'est important que Starkey soit leader dans ce domaine. » constate David Freedman, audioprothésiste à Londres. « Avant de venir je ne savais pas ce que j'allais découvrir, tout ce que j'ai appris m'a vraiment passionné. »

La diversité des recherches du centre d'innovation de Starkey (neurophysiologie, audio, psychologie, musique, traitement du signal...) a impressionné les audioprothésistes. « C'est rare d'avoir en France des sommités techniques venant des Etats-Unis ! » explique François Le Her (Rouen)

Une participation interactive

Le public a apprécié de pouvoir donner son avis en répondant à des questions sur les appareils auditifs de demain : combien de vos patients en auraient besoin ? Combien en achèteraient ? Les participants ont aussi voté (63 % de français, mais aussi des anglais, italiens, allemands, hollandais, canadiens...). « C'était original dans la présentation ! Très bien l'interactivité ! » S'exclame Eric Hans (Montbéliard).

Starkey
contact@starkey.fr
N° gratuit : 08.00.06.29.53

CREDITS PHOTOS STARKEY

*"Son design
est tout
simplement
parfait"*

**NOUVEAU
VELVET X-Mini**

LE CHOIX DU DESIGN ET DE LA PERFORMANCE
TECHNOLOGIE TRES HAUT DE GAMME

DISPONIBLE
JANVIER 09



velvet[®]



Technologie
Bluetooth



C'était en quelque sorte une réunion de travail en commun qui associait les audioprothésistes aux décisions stratégiques de l'entreprise. Leurs réponses vont aider Starkey à cerner les attentes spécifiques des marchés européens.

Après la réunion, un grand nombre de personnes se pressait dans des minis «labos» pour dialoguer avec les meilleurs chercheurs.

« Avoir l'opportunité de les rencontrer ainsi que d'autres audioprothésistes de différents pays est une vraie chance. » constate David Clarke, audioprothésiste à Carlisle (Royaume-Uni).

Certains participants sont restés à discuter entre eux pendant la soirée tandis que les autres rejoignaient la salle de projection pour des films Imax époustoufflants.

Une communication au top



« Au total une journée très studieuse, attentive, sérieuse... mais décontractée, dans le pur style américain. » constate Hervé Luisetti, audioprothésiste à Montargis. « Je connais bien Starkey car je travaille avec ce fabricant depuis au moins 25 ans et je suis allé le voir aux Etats-Unis. Mais grâce à cette manifestation, j'ai découvert ce qui se prépare dans le centre de recherches. C'est très rare qu'un fabricant dévoile ses recherches. Cette politique de communication propre à Starkey est très intéressante pour la profession ».

De son côté, Thierry Daudignon, conclut à chaud : « C'est une réussite qui est l'aboutissement d'un an de préparation. »



Ce qu'ils disent...

« Le monde dans lequel nous travaillons, bouge énormément. Chaque entreprise nous dit toujours qu'elle est la plus performante. Je voulais savoir ce qu'un fournisseur historique avait dans les bagages pour le futur, et j'avoue ne pas avoir été déçu. » - *Paul Viudez (Toulouse)*

« C'est intéressant de se dire que l'audioprothèse, ça n'est pas seulement faire entendre mieux mais que ça a également un réel intérêt pour le bien-être. » - *Xavier Brachet (Paris)*

« Tout évolue très vite dans la technique donc le fait d'avoir des gens qui sont capables de donner des visions à 3 ans, 5 ans, 10 ans, c'est intéressant. » - *Wilfried Juteau (Cherbourg)*

« En général, Starkey, c'est bien le seul fabricant qui nous écoute. Ils nous ont fait Clarity, il y a 5 ans. On leur avait demandé un appareil transparent, ils l'ont fabriqué et ils l'ont vendu dans le monde entier. » *Xavier Audebert (Ploemeur)*

« C'était très bien organisé et on a appris des choses intéressantes pour le futur parce que, nous, on est très directement touchés par les produits vis-à-vis de nos patients et donc c'est très important de savoir vers où on s'oriente. » - *Frédéric Besvel (Noisy le Sec)*



WIDEX PROPOSE UNE BOURSE D'ÉTUDE À L'UNIVERSITÉ D'OTTAWA POUR DEUX ÉTUDIANTS FRANCOPHONES

Le Programme de M.Sc.S. (Maîtrise ès sciences de la santé) d'Ottawa au Canada a pour objectif d'aider les professionnels francophones à acquérir des connaissances avancées pour mener à bien les pratiques quotidiennes et assurer la maîtrise de la mise en place et le suivi de recherches en audiologie. Le cursus regroupe des cours relatifs à l'audiologie (anatomie, théorie de l'aide auditive, pratique professionnelle, méthodologie de recherche) ainsi que des stages visant à mettre en application rapidement les connaissances acquises. La formation est en français mais requiert une bonne connaissance de l'anglais, car les stages se font dans les deux langues.

Il existe actuellement très peu de formations permettant de mettre à niveau les audioprothésistes pour leur permettre d'acquérir la fonction d'audiologiste, comme elle peut être considérée au Canada. Pour cette raison et grâce à une relation étroite et pérenne avec l'université d'Ottawa, **Widex propose une bourse d'étude pour 2 étudiants francophones. La société s'engage à couvrir les frais de scolarité sur deux ans ainsi que 2 voyages aller-retour (1 par année scolaire).**

Pour pouvoir postuler, les candidats devront être diplômés ou être en 3ème année d'étude d'audioprothèse. Ils devront maîtriser la langue anglaise.

Il leur faudra fournir une lettre de motivation, un cv, le mémoire (pour les étudiants diplômés ou le dernier rapport de stage pour les étudiants en troisième année), ainsi qu'une lettre de recommandation d'un

professeur de l'école d'audioprothèse.

Voici les dates clés à retenir :

- **31 décembre 2008** : date limite de dépôt de candidature à expédier au siège de Widex France
- **5 janvier 2009** : sélection des candidats par le comité de sélection
- **20 janvier 2009** : date limite des entretiens oraux au siège de Widex France pour finaliser le choix de candidats
- **5 février 2009** : soumission à l'université d'Ottawa des candidatures choisies pour approbation finale.

Si vous souhaitez plus d'informations sur le cursus universitaire de l'université d'Ottawa, visitez le site www.widex.fr ou contactez-nous sur dac@widex.fr

WIDEX PRÉSENTE LA NOUVELLE AIDE AUDITIVE HAUT DE GAMME MIND™ 440

Une technologie exclusive qui allie un son d'exception et le plaisir d'entendre

Widex lance sa toute dernière génération d'aides auditives haut de gamme, le mind™440. Fort des fonctionnalités qui ont fait le succès de la gamme Inteo™,



WIDEX
Isabelle Thomasset
Responsable Communication et
Marketing
communication@widex.fr
01 69 74 95 05



mind™440 innove avec une technologie exclusive qui permet à Widex de proposer 4 nouvelles fonctionnalités majeures :

Le double TIS

Un processeur innovant avec un double cœur offre des capacités accrues pour plus de puissance et d'efficacité de traitement. Il permet de gérer deux fois plus de paramètres de gestion de signal et 40 fois plus de mémoire.

- **La compression tzéro** - une gestion du signal de sortie adaptative avec un temps

d'attaque variable en fonction du signal à restituer permet de bénéficier d'une meilleure clarté sonore.

- **L'écouteur 2 voies ClearBand** – un double écouteur traite indépendamment les hautes fréquences et les basses fréquences et offre une optimisation de la restitution de l'image sonore.

- **La fonction ZEN** – cette innovation Widex est le fruit de l'activité combinatoire de 12 générateurs de sons harmoniques basés sur la théorie des fractales, avec 5 choix d'ambiance sonore. Cette fonction est basée sur les travaux de musicologie et permet de réduire la fatigue, d'accéder à la

relaxation et d'améliorer la concentration.

Mind™440 offre d'autres nouvelles fonctions telles que le SmartSpeak qui propose une signalétique vocale par le biais de messages pré-enregistrés, pour informer les utilisateurs sur diverses fonctions de l'aide auditive, le tout disponible en 22 langues. La transposition fréquentielle dispose désormais d'une nouvelle méthode de réglage automatique, le RECD permet une meilleure précision du réglage de l'aide auditive, l'indicateur visuel devient un outil simple de vérification de l'intégrité de fonctionnement de l'aide, le journal sonore a été optimisé, la nouvelle version Compass 4.5.1 est disponible...

Avec mind™440, Widex démontre une fois de plus sa capacité d'innovation et d'exclusivité.

Pour en savoir plus, www.widex.fr

(Information

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE

OUVERTURE SUR CONCOURS DE 8 PLACES DE MEMBRES


Par décision de la dernière Assemblée Générale et conformément aux statuts, 8 places de Membres Actifs sont proposées par concours.

Pour être candidat, il faut :

- avoir qualité pour exercer l'activité professionnelle d'Audioprothésiste conformément à la loi 67-4 du 3 Janvier 1967
- exercer la profession d'audioprothésiste
- être âgé de plus de 30 ans
- avoir au minimum 5 ans d'exercice professionnel
- avoir été, être chargé ou pouvoir être chargé d'enseignement d'Audioprothèse au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste
- être disponible pour dispenser à la demande l'enseignement auprès des sites habilités.

Les candidats doivent présenter un dossier comprenant une lettre de motivation, leur curriculum vitae, leurs titres et travaux, accompagné d'un travail personnel (article, communication, étude, etc...).

Les candidatures doivent être adressées au plus tard le 31 MARS 2009 à Monsieur Eric BIZAGUET, Président du Collège National d'Audioprothèse - 10 Rue Molière - 62220 CARVIN



Comment écouter la télévision
directement dans vos aides auditives?



**Siemens Tek™, innovation Siemens.
Aujourd'hui, la technologie auditive devient Bluetooth®.**

Tek de Siemens permet la transmission du son de la télévision, de la musique, du téléphone et de tout autre appareil compatible Bluetooth directement dans les aides auditives: Sans fil, en stéréo, en temps réel.

Avec Tek, tout simplement! www.siemens-audiologie.fr

Answers for life.*

SIEMENS

* Des réponses pour la vie

Les marques, images et symboles associés aux familles RIM et BlackBerry sont la propriété exclusive et des marques de commerce ou des marques déposées de Research In Motion Limited - utilisées sous permission.

La technologie dans ses moindres détails.



Destiny

[with BluWave™ SP]

Grâce à la plateforme de traitement de signal BluWave (SP), la famille Destiny poursuit son développement. Notre système exclusif de Mesures In vivo Intégrées (IREM), est maintenant disponible du Destiny 1600 au Destiny 400 afin que tous les patients, quels que soient leurs moyens, bénéficient du meilleur de la technologie. Les Mesures In Vivo Intégrées vous assurent de proposer un pré-réglage sur mesure et une meilleure qualité sonore immédiate. C'est, pour votre patient, le point de départ d'une expérience d'appareillage positive.

Pour en savoir plus, contactez notre service clients au 0800 06 29 53 (N° Gratuit) ou votre Responsable Régional des Ventes.