

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 27 - Juillet/Août 2014 - Numéro 4

Dossier Prix du Collège National d'Audioprothèse



Métier et technique

Prise en charge de l'enfant déficient auditif par prothèse auditive M. MONDAIN, F. MERKLEN, J. KWAN-WING-SUM, C. BLANCHET



Cas clinique

Le bilan d'orientation prothétique de l'ingénieur du son Yves LASRY



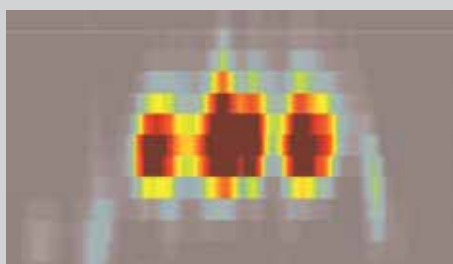
Veille acouphènes

Neurophysiologie de l'acouphène : L'hypothèse du Noyau Cochléaire P. LURQUIN, V. HERVE



Veille gériatrie

Repérage des pathologies de la mémoire pour «tous» Dr Arach MADJLESSI, Elodie LY KY-BESSON, Anne-Sophie DE KERGORLAY



Mesures objectives en audiologie

Une exploration objective de la fonction cochléaire : les otoémissions acoustiques Fabrice GIRAUDET



Veille technique

Les innovations des industriels

SONIC | charm.



Naturel
simplement.

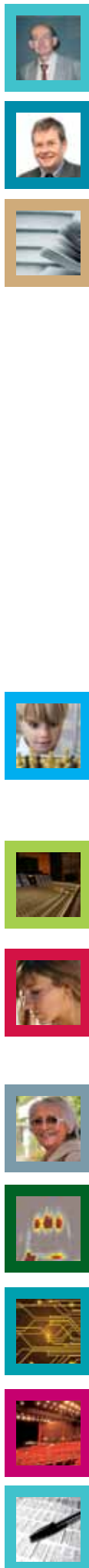
charm™

Innovante, avec ce qu'il faut de fonctionnalités et d'atouts essentiels, **Charm** offre un son vrai et naturel, une utilisation intuitive, des réducteurs de bruits efficaces et la connectivité sans fil. Charm est un produit Sonic qui, sous son apparente simplicité, cache une technologie reconnue qui fera tout naturellement l'unanimité auprès de ses utilisateurs. Ne résistez pas au Charm de Sonic et partagez des expériences positives avec vos patients !



www.sonici.com
3, Allée des Barbanniers - CS4006
92635 Genevilliers Cedex - Tél. +33 1 41 86 00 86

 **SONIC**
Everyday Sounds Better



3 Editorial

Paul AVAN

5 Le mot du Président du Collège

Eric BIZAGUET

6 Dossier : Prix du Collège National d'Audioprothèse

Qualité d'écoute de la musique avec des appareils auditifs.

Etude et enquête de satisfaction

Lucie de BOISGROLLIER

Evolution de l'utilisation des hautes fréquences dans la compréhension de la parole lors d'une réhabilitation auditive

Benoît DELEMPES

Gain prothétique vocal et ATEC En quoi l'aide auditive modifie-t-elle la perception de l'enveloppe temporelle ?

Barbara-Anastasia VIGNARD

Algorithme Numérique réducteur de bruit de Vent

Tristan VILA

Impact du bruit de fond dans une cabine audiométrique sur l'audiométrie

Yaniv ZINI

41 Métier et technique

Prise en charge de l'enfant déficient auditif par prothèse auditive

Michel MONDAIN, Fanny MERKLEN, Jérôme KWAN-WING-SUM,

Catherine BLANCHET

44 Cas clinique

Le bilan d'orientation prothétique de l'ingénieur du son

Yves LASRY

48 Veille acouphènes

Neurophysiologie de l'acouphène :

L'hypothèse du Noyau Cochléaire

Philippe LURQUIN, V. HERVE

52 Veille gériatrie

Repérage des pathologies de la mémoire pour « tous »

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

55 Mesures objectives en audiologie

Une exploration objective de la fonction cochléaire :

les otoémissions acoustiques

Fabrice GIRAUDET

62 Veille technique

BERNAFON - OTICON - PHONAK - SIEMENS - STARKEY - MED EL

72 Actualités et agenda

78 Annonces

Liste des annonceurs

Bernafon - Cabinet Bailly

Siemens - Sonic

Phonak - Starkey

VIBRANT MED-EL - Widex

Les Cahiers de l'Audition
Juillet/Août 2014 - Vol 27 - N°4

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

Editeur

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

Directeur de la publication et rédacteur

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

Rédacteur en chef

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

Conception et réalisation

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

Abonnements, publicités et annonces

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

Dépôt Légal à date de parution

Juillet/Août 2014
Vol. 27 N°4
Imprimé par Néo-typo - Besançon

Le Collège National d'Audioprothèse

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

Membres du Collège National d'Audioprothèse

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

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

			
Jean-Pierre DUPRET	Jean OLD	Georges PEIX	Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

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

De nombreux indicateurs soulignent à quel point l'image publique de l'audioprothèse a évolué positivement tout au long de ces dernières décennies, dans le même temps que diminuaient le nombre d'échecs et le nombre de plaintes. On peut émettre l'hypothèse plausible que l'évolution parallèle de la formation professionnelle n'a pas été étrangère à ce changement d'image. Pour autant, cette évolution ne permet à aucun de ses acteurs de se reposer sur ses lauriers, car elle pourrait aller de pair avec une banalisation préjudiciable. En effet, à quoi bon promouvoir une profession de haute technicité si les audioprothèses évoluaient vers le statut d'objet peu onéreux et prérégulé voué aux canaux de la grande distribution? Comme si la banalisation de la fonction «appareil photo numérique» intégrée à des objets électroniques du quotidien allait faire fleurir une génération de Doisneau et de Cartier-Bresson autodidactes improvisés...

Le présent numéro consacré aux mémoires de jeunes diplômés d'audioprothèse distingués cette année par le Collège national suggère l'évolution opposée, de par les centres d'intérêt qu'ils mettent en évidence et des défis qu'ils se proposent de relever. Défis où le savoir de l'audioprothésiste est mis en situation d'improvisation, face à des réglages que le patient ressent comme une attente légitime alors que la situation d'écoute visée contredit les fonctionnalités prérégulées imposées par les choix de traitement du signal de l'appareil. Mais on peut détourner un objet de sa fonction basique, à condition de maîtriser les algorithmes sous-jacents et inventer des contournements.

Les cinq mémoires lauréats abordent cinq thèmes difficiles mais importants pour le patient. La musique, un plus pour son moral, en tant que moyen d'expression privilégié fondateur, avec la parole, du statut de notre espèce humaine. Pour offrir une écoute agréable de la musique, proche de la réalité, Lucie de Boisgrollier étudie comment personnaliser l'appareillage de chaque malentendant en paramétrant spécifiquement ses aides auditives. Acclimatation auditive, le corollaire naturel des découvertes quant à la plasticité neuronale: Benoit Delemps examine l'impact du port des aides auditives sur la compréhension de la parole oreilles nues, grâce à la capacité à mieux utiliser des indices hautes fréquences. Appareiller n'est pas simplement donner du gain, et Barbara-Anastasia Vignard tente de déterminer comment agit l'appareil auditif moderne sur l'enveloppe temporelle, élément déterminant de la compréhension de la parole. Un appareil bien réglé en laboratoire doit aussi servir sur le terrain, et Tristan Vila se penche sur le bruit du vent, ses caractéristiques en fonction de l'activité du patient. De la meilleure compréhension des choix des fabricants émerge une meilleure maîtrise des besoins de ce patient actif et exigeant. Enfin, Yaniv Zini étudie comment la réponse des patients au cours du déroulement d'une audiométrie peut être influencée par le bruit de fond ambiant de la salle d'essais: appareiller exige de partir d'une évaluation correcte du degré de surdité, et la méthodologie audiométrique est loin d'être anodine.

D'ailleurs cette réflexion menée par les jeunes diplômés n'est pas qu'un exercice de style: tout à fait significative est l'observation rapportée par Yves Lasry d'un ingénieur du son, a priori capable de s'auto-évaluer infiniment mieux qu'un patient ordinaire. Il vient se plaindre d'une surdité légère à droite, bien réelle et complexe, la suite nous le montre, mais en occultant en toute bonne foi une hypoacousie gauche banale qui ne l'intéresse plus car il la croit inappareillable... pas vraiment le client idéal pour une solution prérégulée en grande distribution... Bonne lecture !



Paul AVAN

Paul Avan

Sélectionnées pour leur performance lors des plus belles manifestations sportives mondiales.

Partageant les mêmes technologies de pointe utilisées dans nos célèbres aides auditives et systèmes sans fil, les oreillettes de communication Phonak ComCom offrent d'excellentes performances dans les conditions les plus difficiles pour des milliers d'arbitres de nombreux sports à travers le monde. Les oreillettes de communication ComCom sont l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.



Ingénieux, tout simplement

LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



Eric BIZAGUET

Audioprothésiste D.E.

Président du Collège National d'Audioprothèse

**LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris**

eric.bizaguet@lcab.fr

La période estivale est finie. L'activité reprend et ce numéro me permet d'entrevoir le passé, le présent et le futur. Et le futur dépendra de nos actions dans le présent.

Le passé récent nous conduit à publier des articles tirés des mémoires de fin d'études des 5 candidats désignés par les directeurs d'enseignement au prix du Collège National d'Audioprothèse. Leur lecture montre l'extraordinaire étendue de nos activités et la nécessaire formation continue pour évoluer en même temps que la technologie prothétique. 5 candidats qui furent difficiles à départager en raison de l'excellence de leurs mémoires :

Monsieur Yaniv ZINI, Lauréat du Prix du Collège National d'Audioprothèse pour l'année 2014, a été récompensé pour son travail sur l'impact du bruit de fond dans une cabine audiométrique sur l'audiométrie tonale liminaire en conduction aérienne et en conduction osseuse. Ce sujet a particulièrement retenu l'attention du jury car il correspond à un besoin concernant les règles d'installation en notant l'insuffisance actuelle de la législation par rapport à l'audiométrie prothétique en champ libre. Ce qui devrait conduire à moyen terme vers une modification de certaines caractéristiques de nos cabines audiométriques.

Monsieur Benoît DELEMPES a reçu le prix de la meilleure présentation orale concernant l'acclimatation auditive pour les hautes fréquences dans le cadre d'une réhabilitation prothétique, preuve que l'acte prothétique nécessite un contrôle d'efficacité permanent ainsi que des réglages éventuels tenant compte de cette acclimatation.

J'apprends toujours en les écoutant et je ne peux qu'encourager notre profession à poursuivre sa formation, à profiter des nouvelles informations apportées par leurs présentations et à intégrer ces connaissances dans leur activité quotidienne.

L'actualité du Collège National d'Audioprothèse a permis lors du dernier Conseil d'Administration d'élire 4 nouveaux membres qui viennent renforcer les membres actifs dont les missions n'ont cessé d'augmenter ces dernières années : EPU, Cahiers de l'Audition, formation des maîtres de stage et de mémoire, enseignement dans le cadre des formations initiale et continue, conférences et articles, participation à de nombreux colloques et congrès, rencontres et négociations avec les pouvoirs publics, ...

Les nouveaux entrants, Stéphane GALLEGRO, Jehan GUTLEBEN, Morgan POTTIER et Frédéric REMBAUD seront dès cette année conférenciers lors de l'EPU 2014 dont le thème « les méthodologies d'appareillage et leur utilisation pour le choix prothétique » a été retenu car il constitue la base de notre arbre décisionnel pour un appareillage réussi. C'est une chance de pouvoir participer par le savoir à notre futur car c'est la formation au service du patient qui peut permettre la satisfaction de celui-ci. Ne jamais promettre et toujours agir pour éduquer, permettre l'habitation, améliorer par l'adaptabilité et l'évolutivité de nos appareils la qualité de vie des déficients auditifs qui nous confient la réhabilitation de leur vie sociale.

Nous sommes très loin de l'arrêté du 13 août 2014 concernant la permission de vente d'assistant d'écoute par les pharmaciens qui ne peut que perturber des patients en difficulté. Ce qui peut paraître comme une facilitation de la découverte de l'appareillage ne peut que conduire à de nombreux échecs

et en cas d'insatisfaction à un retard dans l'entrée vers une prise en charge efficace. Comment un professionnel non formé pour les troubles de l'audition peut-il dépister une perte appareillable, éliminer une pathologie évolutive ou répondant efficacement à un traitement médical ou chirurgical et choisir un gain standard de gain fixe pour un malentendant sans éliminer une cause réelle et sérieuse de pathologie curable ?

L'UNSAF et le Collège National d'Audioprothèse ont ici une mission commune. Expliquer aux pouvoirs publics l'incohérence et le danger de cette ouverture qui ne peut que conduire à de grandes désillusions et qui me font de nouveau repartir vers le passé, l'époque où la réglementation de notre profession se mettait en place pour éviter le colportage et le n'importe quoi.

Je ne peux ici que laisser la place aux sages qui ont su par leur clairvoyance et leurs projections permettre à la France d'avoir le meilleur taux de satisfaction des patients appareillés. Remercions les de leur intelligence pour une réhabilitation prothétique au service des malentendants en mentionnant certains extraits de l'époque.

*Assemblée nationale - Séance du vendredi 24 juin 1966
(Journal officiel n° 55 A. N. du 25 juin 1966, page 2358)*

M. Jean CHALOPIN, rapporteur.

« On constate que toute la responsabilité de l'appareillage repose sur l'audioprothésiste qui choisit l'appareil et l'adapte au patient. Certains exercent dans un local attenant à la pharmacie ou à une boutique d'optique-lunetterie ; d'autres, infiniment plus rares, dans des locaux spécialement aménagés à cet effet. Enfin, un grand nombre d'entre eux pratiquent, pour le compte d'un établissement fournisseur d'appareils de prothèse auditive, la vente itinérante. On a pu estimer à 50 % de l'ensemble cette dernière catégorie. Je ne m'étendrai pas sur les différents procédés de vente : vente itinérante, vente à l'essai, colportage et vente par correspondance, laquelle est pratiquée couramment aujourd'hui ».

« Il faut signaler ici que deux conceptions de la profession d'audioprothésiste peuvent être prises en considération. Selon la première, le professionnel exerce une activité d'auxiliaire médical qui, sur ordonnance du médecin omnipraticien ou spécialiste, choisit, en fonction de données scientifiques et techniques, l'appareil qui convient le mieux au patient, l'adapte à son oreille, et en contrôle l'efficacité.

Ces audioprothésistes, conscients de l'importance de leur rôle vis-à-vis des déficients de l'ouïe, ont élaboré une charte de leur profession, qui définit les droits et devoirs de ses membres et condamne les pratiques contraires à ces principes. La seconde conception, défendue par un certain nombre d'audioprothésistes, tend à faire de cette profession une activité purement commerciale. Soulignant le caractère encore très empirique de l'appareillage des malentendants, ces professionnels estiment que leur rôle se réduit à vendre tel ou tel appareil au plus grand nombre possible de sourds. Dans ce cas, bien entendu, il n'y aurait pas lieu à réglementer cette profession au titre des professions paramédicales. » (...)

« Mais votre commission a estimé que l'audioprothésiste n'est, ni uniquement un auxiliaire médical, ni un véritable commerçant. »

« Compte tenu des responsabilités qu'il assume vis-à-vis des malades, l'audioprothésiste doit exercer sa profession dans des conditions offrant le maximum de garanties aux patients qui font appel à lui. » (...)

« Dans l'intérêt de la profession d'audioprothésiste, du corps médical et surtout des déficients de l'ouïe, il a paru indispensable à la commission de définir cette profession et de lui donner un cadre afin qu'elle puisse s'exercer dans une dignité paramédicale normale. »

> Dossier

Prix du Collège National d'Audioprothèse

- 7 Qualité d'écoute de la musique avec des appareils auditifs.
Etude et enquête de satisfaction**
Lucie de BOISGROLLIER
- 12 Evolution de l'utilisation des hautes fréquences dans la
compréhension de la parole lors d'une réhabilitation auditive**
Benoit DELEMPES
- 20 Gain prothétique vocal et ATEC En quoi l'aide auditive
modifie-t-elle la perception de l'enveloppe temporelle ?**
Barbara-Anastasia VIGNARD
- 26 Algorithme Numérique réducteur de bruit de Vent**
Tristan VILA
- 33 Impact du bruit de fond dans une cabine audiométrique sur
l'audiométrie**
Yaniv ZINI

Dossier Qualité d'écoute de la musique avec des appareils auditifs.

Etude et enquête de satisfaction



L'appareillage consiste à réhabiliter l'audition chez le malentendant et d'arriver à un réglage satisfaisant pour le patient pour diverses situations de son quotidien.

La plupart des personnes appareillées sont satisfaites de leurs réglages. Cependant, il règne toujours des situations où les patients se plaignent d'être encore gênés. Nous pouvons citer les moments de convivialité dans un restaurant ou en famille, les bruits trop prononcés de la vaisselle et des couverts, le bruit du vent sur les microphones, mais n'oublions pas celui de l'écoute de la musique.

La musique atteint divers niveaux de notre être (physique, émotionnel, mental, spirituel). Elle éveille nos émotions, nous donne de l'énergie, nous inspire, nous détend, nous fait oublier le présent ; nous fait rappeler nos souvenirs. Elle fait donc partie de nos vies, à nous audioprothésistes de faire en sorte que nos patients l'entendent bien et revivent ce plaisir d'écoute. Il nous faut donc connaître les caractéristiques de la musique afin de mieux appliquer à cette dernière, les paramètres de réglage des aides auditives. Nous avons voulu faire le point au niveau de la qualité des appareils auditifs aujourd'hui à renvoyer un signal de musique et savoir si celle-ci est appréciée par les utilisateurs d'aides auditives.

1

Caractéristiques de la musique

Le son comprend quatre composantes fondamentales et d'autres paramètres rendant sa richesse à un morceau de musique. Ces quatre composantes fondamentales sont :

- L'intensité d'un son correspond à l'amplitude de la vibration. Elle est caractérisée par le volume sonore, les nuances pour le musicien.
- La durée d'un son représente le laps de temps durant lequel on perçoit ses vibrations. C'est l'étalement du son dans le temps. La durée est étroitement liée au rythme.
- La hauteur d'un son correspond à sa vitesse de vibration. Elle se caractérise par une sensation auditive plus ou moins aiguë.
- Le timbre d'un son lui donne sa couleur, il est indépendant des notions qui précède. Il est lié au mode de production du son.

S'ajoute à cela d'autres paramètres venant enrichir le signal de musique : la densité (musique compacte ou aérée), le contraste (créé par la juxtaposition d'intensités, de hauteurs, de timbres différents), le tempo (vitesse à laquelle s'enchaînent les événements sonores), le rythme (arrangement de la durée des notes et des silences dans le temps), la phrase musicale (comparable à un discours avec un début, des accents, des respirations, une fin...), la structure de l'extrait (couplet, refrain, thème...).

Cet ensemble intervient sur le ressenti, et fait naître des émotions différentes selon les personnes (joie, peur, inquiétude, tristesse, colère...).

Dans cette partie nous tâcherons d'en expliquer les plus importantes afin de comprendre comment est structuré un tel signal musical de façon général.

1. Caractéristiques en intensité

Nous pouvons distinguer un son fort d'un son faible grâce à son intensité. Il s'agit plus précisément de l'amplitude de la vibration mesurée en décibels.

L'intensité d'un son est liée à la puissance mis en œuvre pour l'émettre. En effet, plus un son est fort, plus son énergie vibratoire est élevée et inversement. Ceci se remarque très facilement sur un sonagramme (figure 1)

En abscisse est représentée la durée, en ordonnée figure la fréquence et la noirceur du trait symbolise l'intensité.

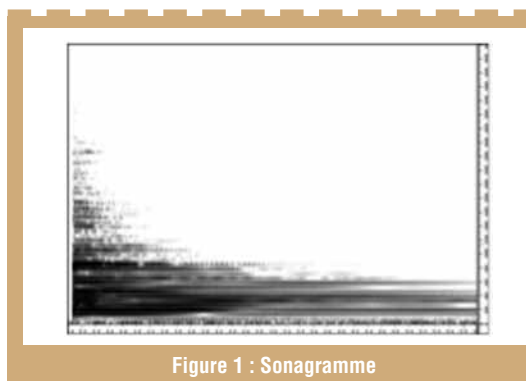


Figure 1 : Sonagramme

De plus, l'on sait que le volume augmente lorsque le nombre d'instrument s'élève : lorsqu'on double le nombre d'instrument mis en jeu simultanément, l'intensité augmente de 3 dB.

$$10 \log(x) + 10 \log(x) = 10 \log(2x) = 10 \log(x) + 10 \log(2) = 10 \log(x) + 3 \text{ dB}$$

Tous les instruments ne sont pas égaux : certains sont plus énergétiques que d'autres. Afin de mieux harmoniser les instruments entre eux lors d'un concert par exemple, les musiciens utilisent les nuances.

Ces dernières sont exprimées par des termes italiens du plus faible au plus fort : pianissimo (pp), piano (p), mezzo forte (mf), forte (f), fortissimo (ff). Le passage de l'un à l'autre s'effectue par un crescendo (vers le plus fort) ou par un decrescendo (vers le moins fort).

2. Caractéristiques temporelles : transitoires d'attaque et d'extinction

Un son musical ne s'établit et ne s'éteint pas instantanément. Lorsqu'un instrument de musique commence à émettre un son, la vibration transmise n'est pas d'emblée périodique et stable, il lui faut un laps de temps pour se mettre en place, c'est le phénomène transitoire.

Lucie de
BOISGROLIER



85 rue royale
45000 Orléans
lucie.de.boisgrollier@
gmail.com



Le transitoire d'attaque est un élément de bruit plus ou moins long, qui caractérise le début d'un son (choc, souffle, frottement de l'archet, etc.). Il est essentiel pour la perception du timbre.

Il est de l'ordre de 20 ms (exemple de la trompette) à 200 ms (exemple de la flûte), sont décodées par le cerveau et lui permettent d'en identifier l'émetteur (instrument ou voix).

Le transitoire d'extinction est quant à lui moins bruyant et sa durée varie en fonction de l'instrument joué.

La durée de ces transitoires d'attaque et d'extinction sont donc intimement liés au timbre et donc à la reconnaissance d'un instrument. De plus les différentes composantes d'un son n'apparaissent pas toutes au même moment, et ce phénomène a aussi son rôle dans l'identification de la source sonore.

Par ailleurs, les transitoires sont mécaniquement et physiquement liés au mode de production du son. L'évolution temporelle de l'enveloppe énergétique (figure 2) d'un son musical donne des indications permettant de déterminer l'instrument qui a joué.

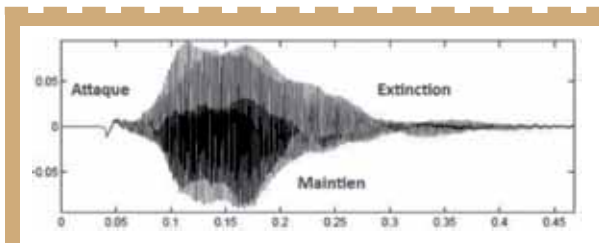


Figure 2 : Tracé temporel d'une note de flûte à bec

Il existe également dans le monde musical des rythmes différents selon que l'allure du morceau soit lente ou rapide. Ces Tempos sont du plus lent au plus rapide : Lento, Adagio, Andante, Moderato, Allegretto, Allegro, Vivace, Presto, Prestissimo.

3. Caractéristiques de hauteur et de timbre

Octave et tessiture

La musique est faite de nombreux intervalles, le plus universel est l'octave. Deux sons distants d'une octave sont deux mêmes sons mais à deux niveaux différents. Ces deux fréquences sont dans un rapport de 2 (par exemple le LA 440 Hz et son octave le LA 880 Hz). Pour un musicien, l'intervalle d'une octave est égal à 12 demi-tons, soit 6 tons. Chaque instrument a des caractéristiques lui permettant de jouer des notes plus ou moins hautes qui diffèrent d'un instrument à un autre.

La **tessiture** est l'étendue des sons, du plus grave au plus aigu, pratiqués par une voix ou un instrument.

Certains instruments de musique peuvent jouer sur deux octaves consécutives (flûte à bec ou la voix) quand d'autres peuvent atteindre jusqu'à 7 octaves successives (le piano).

Timbre et fréquences : fondamental et harmoniques

Tout son complexe se compose d'une fréquence fondamentale et de ses harmoniques. Le physicien Joseph Fourier (1822) a découvert qu'un son complexe et donc non sinusoïdal (tel qu'une note jouée par un instrument ou par une voix) était décomposable en une succession de sons purs, appelés harmoniques.

Théorème de Fourier : $x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\pi f t) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(n\pi f t)$

Puis en 1877, Helmholtz fait l'expérience que « les différences de

timbre résultent principalement de la combinaison des différentes harmoniques d'un son avec différentes intensités ».

Un son musical possède plus ou moins d'harmoniques, plus ou moins de composantes, on dira que le timbre est « riche » ou « pauvre ».

Ces composantes sont :

- sont des multiples de la fréquence fondamentale, on les appelle **harmoniques**,
- sont des fréquences dépassant le multiple entier de la fréquence fondamentale, on les nomme partiels.

Plus les fréquences de ces harmoniques sont proches des multiples entiers de la fréquence fondamentale, plus le son est pur ou harmonique (clavecin). Plus elles s'éloignent des multiples entiers, plus le son est inharmonique (piano, cloche).

Chacune de ces fréquences possède des intensités différentes selon l'instrument joué. Ce sont ces différences d'intensité respectives qui donnent l'empreinte sonore de l'instrument et donc son timbre.

Ainsi, le **nombre** et l'**intensité relative** des composantes et harmoniques déterminent plus spécifiquement le timbre, dépendamment du principe de fonctionnement, de la forme, et de la dimension des différents instruments sonores.

Par ailleurs, en fonction de l'intensité relative des composantes du son musical, et de leur **position sur le spectre fréquentiel**, le son pourra paraître « nasillard », « creux », « éclatant », « sourd », etc.

A titre d'exemple, lorsque la zone sensible de l'oreille (de 500 à 5 000 Hz) est dépourvue, le timbre sonne « creux ». Inversement, si toutes les composantes sont concentrées dans la zone sensible, le timbre devient « agressif ».

Le timbre possède de nombreuses caractéristiques physiques, ce qui rend son étude complexe : l'enveloppe temporelle (les transitoires), l'enveloppe spectrale, la répartition de l'énergie spectrale, l'évolution des fréquences au cours du temps, les micro-variations (modulations, distorsions...).

2

Les différents styles musicaux et leurs caractéristiques acoustiques

C'est la présence de certains intervalles plutôt que d'autres qui donne à une musique sa couleur orientale, chinoise, indienne ou occidentale par exemple. Il existe un très grand nombre de modes et de gammes dans le monde.

Nous expliquerons dans cette partie quelques caractéristiques des musiques que nous utiliserons dans la partie pratique.

a. La musique classique

Elle connaît ses heures de gloire durant le XVIII^{ème} siècle avec les plus grands compositeurs.

La valse que nous écouterons de Johann Strauss se situe au milieu du XIX^{ème} siècle. Il s'agit d'une danse de couple où les partenaires tournent sur un tempo rapide à trois temps. Le premier temps est très marqué pour donner l'élan et les deux temps suivants sont plus faibles.



L'orchestre symphonique est composé de trois familles d'instruments :

- Les Cordes : violons, altos, violoncelles, contrebasse, harpe
- Les Bois : flûtes, hautbois, clarinettes, bassons
- Les Cuivres : cors, trombones, trompette, tuba
- Les Percussions : timbales, caisse claire, grosse caisse, triangle

Cette valse est très riche tant sur le plan des nuances (*p*, *mf*, *ff*) que sur le plan fréquentiel en raison du grand nombre d'instruments de musique présents.

Le tempo est **Allegro** et il est parfois ralenti pour faire jouer l'expressivité et pour relancer la danse.

b. La musique Jazz

Le jazz est un genre musical né à La Nouvelle-Orléans aux États-Unis, au début du XXe siècle. Il réunit les principaux instruments suivants :

- Instruments rythmiques : Piano ou Guitare, Contrebasse
- Instruments mélodiques : Saxophone, Trompette, Clarinette.

Le Jazz est une musique à Tempo rapide. Il existe des façons différentes de jouer du Jazz mais aussi plusieurs Jazz, il est donc difficile d'en faire une synthèse.

Le morceau que nous utilisons est quant à lui rapide et composé d'instruments à cordes et d'un piano.

c. La musique Gospel

Le genre Gospel est un chant religieux à l'origine qui regroupe des voix d'hommes et de femmes (Soprano, Alto, Ténor et Basse).

Le morceau que nous utilisons (Oh Happy Day) est surtout composé par la chorale (l'ensemble des différentes voix) et d'un accompagnement au piano avec de légères percussions.

Les nuances sont nombreuses : la soliste chante en piano tandis que la chorale de fond chante jusqu'au fortissimo à certains moments du morceau. Le tempo est modéré.

Nous avons choisis cet air pour étudier une musique composée essentiellement de voix humaines.

d. La musique Pop Rock

Le morceau que nous avons choisis est une chanson chantée par les Jacksons Five : Michael the Lover.

Ce morceau met en scène des chanteurs, et des instruments de musique contemporains : clavier électronique, guitare basse, guitare électrique, plusieurs types de percussions.

Ce morceau nous intéressait pour sa sonorité plutôt électronique à l'inverse des airs précédents et son ensemble de percussions pour notre partie pratique.

3

La musique et son pouvoir émotionnel

Le son, d'abord traité par les structures de l'oreille et l'intégralité du système auditif, est ensuite traité par différentes parties du cerveau, impliquées par exemple dans la mémoire, les émotions, la motricité, les capacités sensorielles.

Alors que certaines sont communes à la musique et au langage, d'autres seraient spécifiques à la musique.

Voici quelques exemples de régions du cerveau impliquées dans le traitement de la musique (figure 3).

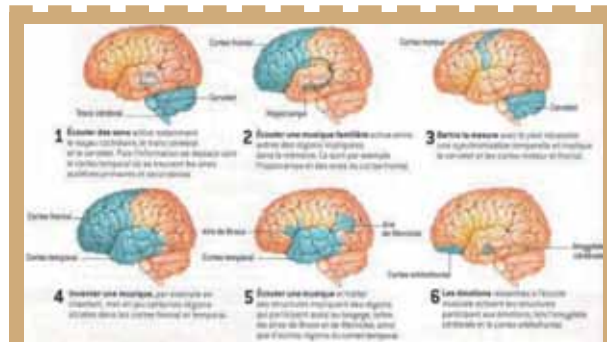


Figure 3 : Régions cérébrales impliquées dans le traitement de la musique

Des études statistiques ont montré qu'une écoute musicale pouvait modifier un état affectif ou le renforcer.

Cependant, les réponses affectives lors de l'écoute d'une œuvre musicale sont uniques et propres à chacun. En effet, plusieurs facteurs interviennent comme le tempérament de l'individu, son éducation, le contexte socio-culturel, et bien entendu le choix de l'œuvre et son interprétation.

Il existe des facteurs responsables du pouvoir émotionnel de la musique sur les individus, en voici quelques uns :

- Le tempo et le rythme : un tempo rapide peut exprimer la joie, la passion ou l'angoisse tandis qu'un tempo lent peut évoquer la tristesse, le calme, la majesté. Un tempo irrégulier peut engendrer un sentiment d'angoisse, d'insécurité.
- La fréquence : la prédominance de sons aigus évoque un monde surnaturel ou idéal, et à l'inverse un monde infernal peut être caractérisé par des fréquences graves.
- L'intensité : un niveau sonore élevé peut générer du stress tandis que des niveaux plus faibles reflètent le calme et la sécurité.
- La structure du morceau fait également partie de ces facteurs. En effet une musique contemporaine peut déclencher des réactions d'angoisse ou d'agressivité en raison de son manque d'équilibre (répétitions de thèmes, de motifs sonores, de rythmes, etc.). A l'inverse une musique cadrée s'écouterait avec plaisir dans une ambiance sécurisante.

Pour résumer, la musique engendre des émotions que l'on peut généraliser. Le niveau le plus immédiat est peut-être l'émotion que le son ou la musique nous procurent, de plaisir ou de déplaisir. Néanmoins, chaque individu interprétera et ressentira différemment la musique qu'il perçoit.

4

Paramètres des aides auditives et leur importance pour l'écoute de la musique

La bande passante fréquentielle

Comme nous l'avons vu, la musique peut s'étendre au-delà de 16 kHz chez certains instruments en raison de la multiplicité des harmoniques et partiels. Aujourd'hui les fabricants tentent de repousser toujours plus loin la limite de la bande passante, et certains parviendraient à restituer environ jusqu'à 10 kHz. Mais nous savons aussi combien cela reste difficile de corriger au-delà de 8 kHz en raison de la limite des écouteurs.



Niveau d'entrée et niveau de sortie maximum

La dynamique en intensité d'un air de musique peut-être faible comme elle peut être très élevée. Pour cela il faut que les niveaux d'entrée et de sortie des appareils auditifs soient suffisamment élevés afin de représenter au mieux les dynamiques de la musique sans induire de déformation ou distorsions du signal à l'entrée.

A ce jour un fabricant a améliorée ce paramètre et ainsi a fait évoluer son Ne max à 113 dB SPL.

La compression

Une compression appliquée à un signal de musique aurait comme conséquence de réduire et d'étouffer la dynamique réelle du morceau.

Il est important de faire la différence entre compression et écrêtage (ou MPO) : la compression tente de conserver un rapport des dynamiques tandis que le MPO étouffe les niveaux dépassant un certain niveau et ainsi il déforme fortement le signal d'entrée.

Les fabricants préconisent alors une compression nulle c'est-à-dire de facteur 1 afin de ne pas perturber ni affecter la restitution du signal musique.

Les réducteurs de bruits

La musique ou plus précisément certains instruments de musique (comme des percussions) peuvent être détectés comme étant du bruit. Ou encore, selon que l'on écoute une musique tout en discutant avec quelqu'un ou d'autre situations diverses d'écoute, les réducteurs privilégieront l'écoute de la parole.

Il semble alors préférable afin de ne pas déformer l'air de musique de désactiver tous les débruiteurs.

Les systèmes microphoniques

Un air de musique rayonne dans une salle entière, et il existe aussi des champs réverbérés qui selon la nature et la géométrie de la salle ont été étudiés pour embellir d'autant plus cette musique. Si les microphones sont réglés en mode directionnel cela pourrait avoir un impact néfaste sur le signal.

Par ailleurs un microphone directionnel ne possède pas la même sensibilité qu'un microphone omnidirectionnel.

Il semble donc préférable de rester à un mode de captation omnidirectionnelle pour l'écoute de la musique.

L'anti-larsen

Un son pur et fort peut activer un larsen pendant l'écoute d'un air de musique. Le patient peut entendre alors un artéfact et ce dernier peut perturber l'écoute.

Certains fabricants préconisent de désactiver le Feedback ou alors d'autre ont mis en place un algorithme spécifique pour la musique.

Après toutes ces données nous avons voulu en vérifier certaines, et ceci en présence de quatre styles de musique différents que nous avons décrits en amont.

De plus nous avons voulu confirmer si ces paramètres sont ressentis par les utilisateurs d'aides auditives et quels en sont leurs effets.

5

Etudes

1. Les appareils auditifs

Il s'agit d'observer en chaîne de mesure la courbe de réponse de l'appareil pour quatre paramètres différents (compression, MPO, réducteurs de bruits et microphones) en fonction de quatre styles de musique différents décrits en partie B. (Classique, Jazz, Pop Rock, Gospel).

Les cinq individus testés sont tous des appareils auditifs à écouteur déportés haut de gamme. Nous avons choisi d'intégrer un pré-réglage fabricant avec la méthodologie DSL v5 en fonction d'une perte moyenne plate sans recrutement important.

SIEMENS	WIDEX	BELTONE	OTICON	PHONAK
Pure 7 mi	Dream 440 Fusion	Promise 1764	Alta Mini Rite	Audéo S SMART IX

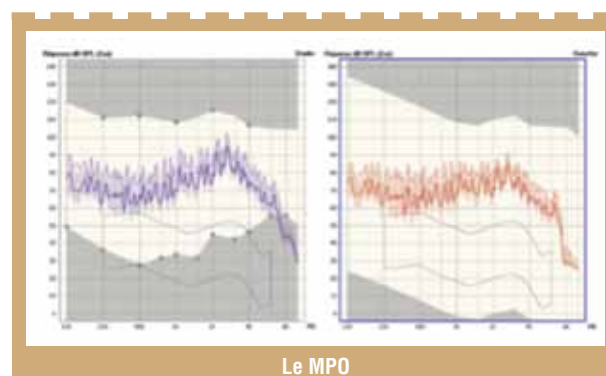
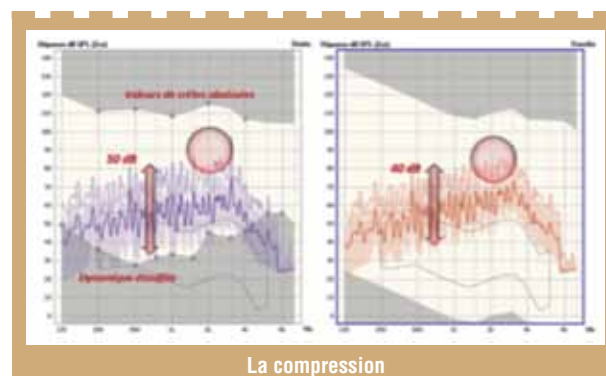
La compression et MPO

La compression réduit la dynamique et les valeurs de crête bien qu'elle semble conserver un rapport de dynamique raisonnable.

Le MPO quant à lui étouffe fortement la dynamique ainsi que les valeurs de crête.

La réduction de MPO est plus néfaste car il limite brutalement le niveau de sortie des aides auditives.

Une modification de ces paramètres affecte toutes les musiques sans exception bien que la musique Jazz soit la moins touchée.





Les microphones

Quelle que soit la musique, on perd 5 dB en moyenne entre un microphone omnidirectionnel et un microphone directionnel à azimut 0°. De même pour l'azimut 180°, et bien plus pour l'azimut 90°.

Le mode directionnel serait donc une erreur pour écouter de la musique car on risque de se priver des champs réverbérés et donc d'une partie de l'information. De plus, la baisse est importante du 750 Hz au 8 kHz, ainsi l'on perd les informations données par les composantes comme le timbre par exemple.



Les réducteurs de bruits

Nous observons l'action des débruiteurs pendant 35 secondes. Nous remarquons des différences nettes selon la musique émise.

Il n'y a pas de modification pour une musique classique.

On perd entre 3 et 5 dB pour les fréquences inférieures au 750 Hz pour une musique Jazz.

On perd jusqu'à 6 dB pour les fréquences inférieures au 750 Hz pour une musique Gospel.

Sur toute la plage fréquentielle, on perd entre 5 à 8 dB pour une musique Pop Rock mettant en jeu des percussions.

Il semble donc que selon la musique écoutée, des pôles de bruits sont plus ou moins présents ou inexistantes, et ainsi plus ou moins détectables par les débruiteurs. Chaque fabricant possède ses propres algorithmes, les résultats sont donc légèrement différents selon les fabricants.

2. Retour d'expérience des patients

L'intérêt de cette étude est de connaître les impressions des patients appareillés à l'écoute d'un morceau de musique et ainsi de corréler notre première étude avec la seconde.

Il s'agit de faire écouter un air de musique classique (le Danube Bleu de Johan Strauss) à nos patients : une première fois avec leur

réglage habituel et une seconde en apportant deux modifications successives. Les paramètres se trouvant modifiés pendant la seconde écoute sont le MPO et les réducteurs de bruits.

La première écoute est réalisée sans modification. Cela nous permet après un petit interrogatoire de dire que les appareils auditifs semblent restituer une bonne écoute de la musique classique. Les patients en sont satisfaits : nuances respectées, instruments reconnus, musique brillante, entrée des instruments nette, impression générale claire et précise.

La seconde écoute, nous modifions les réglages, et après un petit questionnaire nous pouvons dire que la modification du MPO affecte beaucoup l'écoute de la musique tandis que les réducteurs de bruits semblent ne pas apporter de grande différence qu'ils soient actifs ou éteints. En effet, nos patients ressentent bien l'étouffement de la dynamique alors qu'ils ne trouvent pas de différence pour les débruiteurs.

Pour résumer, ce retour d'expérience confirme bien que certains critères liés au paramétrage des aides auditives semblent nécessaires pour une écoute agréable de la musique et proche de la réalité.

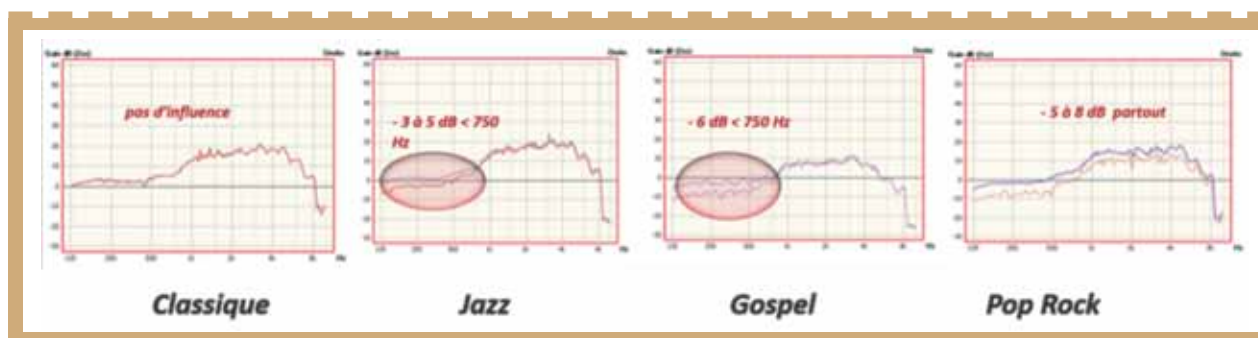
Pour finir, nous dirons qu'il ne faut pas négliger de répondre à une demande d'amélioration d'écoute de la musique car celle-ci peut influencer sur le moral de nos patients. Il faut chercher à toujours mieux personnaliser l'appareillage de chaque malentendant en répondant à leurs besoins et leurs attentes.

Les aides auditives aujourd'hui semblent restituer une écoute de qualité en ce qui concerne la musique, si l'on respecte en conséquence les différents paramètres énumérés ici. Mais il faut toujours chercher à améliorer les performances des appareils.

6

Bibliographie

1. www.cochlea.org, anatomie et physiologie de l'oreille
2. Précis d'Audioprothèse, Le Bilan d'Orientation Prothétique, les éditions du C.N.A., « Chapitre 2 : psychoacoustique », tome 1, 2007 (Mars), 53-63.
3. Précis d'Audioprothèse, Le Bilan d'Orientation Prothétique, les éditions du C.N.A., « Chapitre 4 : les Distorsions », tome 1, 2007 (Mars), 137-148-152.
4. www.spirit-science.fr, « une approche sensorielle et expérimentale du son », caractéristiques de la musique
5. P. LEVEAU, « Paramétrisation adaptée de transitoires pour la reconnaissance d'instruments de musique », 2004 (Juillet).
6. <http://tpe-musicotherapie.e-monsite.com>, musique et son pouvoir émotionnel
7. <http://lecerveau.mcgill.ca>, musique et émotions
8. Sites internet fabricants et fiches techniques d'appareils auditifs (www.belton.fr, www.hearing.siemens.com, www.widex.fr, www.phonal.fr, www.oticon.fr)





Evolution de l'utilisation des hautes fréquences dans la compréhension de la parole lors d'une réhabilitation auditive

Benoît DELEMPs

Audioprothésiste
Dijon
benoitdelemps.pro@
gmail.com



Le but de cette étude a été d'examiner l'impact du port des aides auditives sur la compréhension de la parole oreilles nues, et en particulier la compréhension des indices hautes fréquences. Elle s'inscrit dans la continuité de précédents travaux portant sur l'acclimatation auditive.

1

Introduction

L'utilisation d'aides auditives s'accompagnerait d'un phénomène appelé l'acclimatation auditive (Gatehouse, 1993).

L'acclimatation auditive consiste en une amélioration des performances auditives dans le temps liée à une augmentation de l'information acoustique disponible. Sans que cette amélioration ne soit uniquement due à un effet d'apprentissage procédural ou un effet d'apprentissage sur la tâche.

Le substrat physiologique de ce phénomène pourrait être la plasticité auditive, à savoir la capacité du système auditif à modifier ses propriétés anatomiques et/ou fonctionnelles (Kappel et al, 2011). La plasticité auditive n'est que l'expression particulière d'un phénomène plus large appelé la plasticité neuronale ou neuro-plasticité (Bischoff 2007).

Si sur certains critères de performances auditives comme la discrimination fréquentielle (Gabriel et al. 2006), la discrimination en intensité (Philibert et al. 2002), ou bien la sonie, l'existence d'un phénomène d'acclimatation auditive semble bien établie. Il n'en est pas de même pour ce qui concerne la compréhension de la parole.

En effet, certains travaux constatent bien une amélioration des performances dans l'intelligibilité de la parole (Gatehouse 1992, Cox et Alexander 1992, Gatehouse 1993, Arkis et Burkey 1994, Horwitz et Turner 1997, Cox et al 1996). Cette acclimatation est parfois observée uniquement en présence de bruit (Cox et Alexander 1992). D'autres travaux n'observent aucune amélioration des performances auditives dans le temps, quelque soit le rapport signal sur bruit testé (Malinoff et Weinstein 1989, Mulrow et al 1992, Taylor 1993, Bentler et al. 1993, Humes et al. 2002). on peut remarquer cependant, qu'aucune publication, à notre connaissance, ne fait état d'une dégradation des performances de compréhension. Pour résumer, l'importance de l'acclimatation auditive diffère d'une étude à l'autre, et s'étend d'un minimum de 0% à un maximum de 10%.

Les résultats sur le temps de mise en place de l'acclimatation auditive sont également variés. L'existence d'une période effective d'acclimatation devrait être mise en évidence par la présence d'une asymptote dans l'évolution temporelle des performances auditives. Cependant, Turner et al. (1996) réfutent l'existence d'une telle asymptote en raison de la disparité des données observées dans chaque étude. Ainsi, si l'on considère seulement celles reconnaissant l'existence d'un effet d'acclimatation, la période de mise en place s'étend déjà de 10 à 18 semaines selon les publications.

La variabilité des résultats pourrait s'expliquer par le fait que l'acclimatation auditive est un phénomène de faible amplitude reposant sur une variabilité interindividuelle élevée.

De nombreux facteurs individuels pouvant expliquer cette variance ont été explorés : étiologie, importance, date d'apparition de la surdité, gain fourni par les aides auditives, durée quotidienne de port des appareils, système de compression, âge des sujets... sans que ces différents facteurs ne puissent donner de réelles explications (Turner et al. 1996).

Dans cette étude, la recherche d'un phénomène d'acclimatation auditive a été fait par le biais des vocales filtrées afin de concentrer l'évaluation de l'évolution de la compréhension du signal de parole sur des zones fréquentielles précises.

2

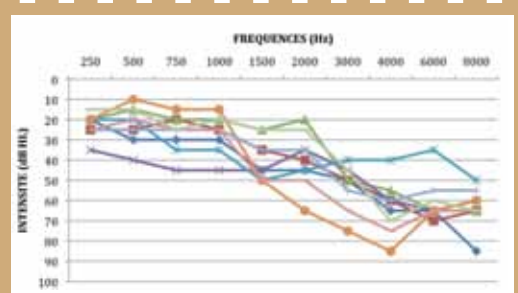
Matériel et méthode

Méthode

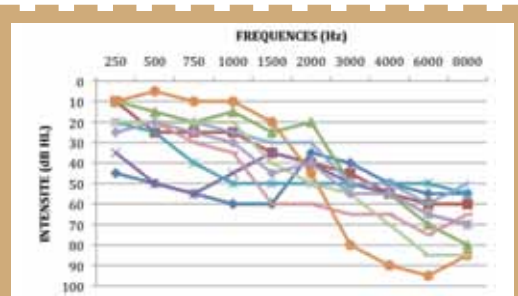
1. Participants

Cette étude regroupe les données de 26 sujets : 16 normo-entendants et 10 malentendants. L'âge moyen du groupe de normo-entendants est de 25,3 ans, pour un écart type de 6,8. Ces sujets ne présentent aucun antécédent otologique. Leur seuil auditif est compris entre 0 dB HL et 20 dB HL.

L'âge moyen du groupe de malentendants est de 72,1 ans,



Graphique 1 : seuils auditifs liminaires OD des malentendants.



Graphique 2 : seuils auditifs liminaires OG des malentendants.



pour un écart type de 15. Ces sujets présentent une surdité neurosensorielle bilatérale symétrique pour 6 patients et asymétrique pour 4 patients.

Ils bénéficient pour la première fois d'un appareillage stéréophonique, à l'exception d'un patient appareillé monoralement. Sur les 19 oreilles testées, on distingue 12 pertes légères, et 7 pertes moyennes de premier degré (graphique 1 et 2).

En moyenne, les malentendants présentent une perte auditive d'autant plus marquée lorsque l'on se dirige vers les hautes fréquences, les fréquences inférieures à 1000 Hz étant relativement épargnées avec une perte auditive < à 30 dB HL.

Certains sujets n'ont pas été capables d'effectuer l'ensemble des conditions de filtrage, en raison d'un niveau d'intelligibilité trop faible. On peut ainsi considérer deux groupes.

Le groupe A est composé des sujets ayant réalisé les logatomes filtrés pour le filtre passe bas et le filtre passe haut à 1000 Hz. Ce groupe comporte l'ensemble des malentendants de cette étude, soit 10 patients (ce qui représente 19 oreilles).

Le groupe B est composé des sujets ayant effectué les logatomes filtrés pour le filtre passe bas à 1000 Hz, ainsi que les filtres passe hauts à 1000 et 1500 Hz. Ce groupe comporte 7 patients (soit 14 oreilles). L'âge moyen des sujets du groupe B est de 69 ans (avec un écart type de 17).

2. Le matériel phonétique

Le matériel vocal utilisé correspond à 16 logatomes de type VCV (voyelle-consonne-voyelle) prononcés par une voix de femme. La consonne varie d'un logatome à l'autre, et est choisie parmi les 16 suivantes : « b / j / d / f / g / ʒ / k / l / m / n / p / R / s / t / v / z ». Chaque logatome est également constitué de deux voyelles, il s'agit du phonème /a/. Les listes de logatomes comportent chacune 4x16 mots sans signification, soit 64 items présentés de manière aléatoire au patient. L'unité d'erreur est la consonne située entre les deux voyelles du logatome.

3. Passation des tests

a) Groupe des malentendants

La vocale filtrée est effectuée une première fois à J0, c'est-à-dire dans la continuité du bilan audiométrique, puis une deuxième fois à J 1 mois, c'est-à-dire après 1 mois d'appareillage.

La vocale filtrée est réalisée oreilles nues séparées. Le choix de l'oreille testée en premier et l'ordre de présentation des filtres sont aléatoires. Les patients sont testés, dans la mesure de leurs capacités, sur un maximum de 3 conditions de filtrage : un filtre passe bas à 1000 Hz, et 2 filtres passe hauts à 1000, et 1500 Hz.

Avant la passation des tests, on fournit au patient une feuille de réponse contenant l'ensemble des logatomes présentés. Chacun des logatomes est lu par le testeur afin de lever toute ambiguïté sur le message écrit. On précise au patient que les logatomes qui vont être diffusés lors du test sont toujours et uniquement issus de cette feuille. Si le patient est amené au cours du test à énoncer des réponses en dehors de la liste de logatomes indiqués sur la feuille, les instructions lui sont rappelées.

Nous demandons au patient d'énoncer le logatome ayant le plus de ressemblance avec ce qu'il entend. En absence de réponse de sa part, le testeur choisit un logatome au hasard.

Le niveau de présentation des logatomes est déterminé oreilles séparées pour chaque filtre à J0, et correspond au niveau de confort. Pour le déterminer, on demande au patient, avant chaque liste, si le niveau de présentation des 2 logatomes test /aba/ et /asa/ lui semble confortable. Dans le cas contraire nous pouvons descendre ou monter le volume de ces logatomes afin qu'ils le deviennent.

A J 1 mois, le niveau de présentation des logatomes est calqué sur celui établi à J0.

b) Groupe des normo-entendants :

Le sujet est testé avec les logatomes filtrés en passe bas à 1000 Hz, mais également en passe haut à 1000, et 1500 Hz. Les vocales filtrées sont réalisées à J0 puis 1 mois plus tard (J1M). La procédure de passation des tests est similaire à celle des malentendants.

3

Résultats

Les enjeux statistiques

Cette étude amène un certains nombres d'enjeux statistiques à travers :

- La répétition des mesures
- La structure hiérarchisée des données
- Et les spécificités des données proportionnelles

Ces différentes problématiques peuvent être prises en compte, dans le cadre des modèles linéaires généralisés (GLM).

Les données ont ainsi été traitées à l'aide d'un modèle GLM, utilisant la méthode de maximum de vraisemblance associée à une distribution beta et une fonction lien de type logit (Ferrari et Cribari Neto, 2004 ; Kieschnik et McCullough, 2003 ; Paolino, 2001 ; Papke et Wooldridge, 1996 ; Robert et Hart, 1999).

Concrètement, les modèles de régression ont été implémentés à l'aide du logiciel statistique STATA v12, et plus particulièrement par le biais de la fonction betafit (développé par Maarten L. Buis et al).



Ces modèles ont été construits sur la base des données récoltées au cours de l'étude, et dont les principaux résultats sont résumés dans les tableaux et graphiques 3, 4, et 5.

■ Analyse des différents modèles de régressions

1. Evolution des résultats dans le temps

L'évolution des résultats dans le temps est évaluée par l'intermédiaire du modèle de régression univarié défini par l'équation suivante : $\ln E(p_{ij}/1 - p_{ij}) = \beta_0 + \beta_1 \times \text{temps}$

E = moyenne conditionnelle

p_{ij} = pourcentage de réponses justes pour la condition de filtrage i (LP1000, HP1000, et HP1500), pour le groupe j (groupe des normoentendants, et groupe des malentendants)

β_0 = l'interception à l'ordonnée pour la condition de filtrage i, et pour le groupe j.

β_1 = coefficient de régression associé à la variable indépendante « temps » pour la condition de filtrage i et le groupe j

La variable temps est considérée comme une variable continue comprise dans l'intervalle [0,1].

Chaque modèle est présenté à l'aide d'un tableau récapitulatif, comprenant également des mesures statistiques permettant de s'assurer de la validité des résultats.

L'ensemble du modèle est ainsi évalué par l'intermédiaire d'un test de Wald sous les conditions d'hypothèses suivantes :

- Hypothèse nulle $H_0 : \beta_0 \text{ et } \beta_1 = 0$
- Hypothèse alternative $H_1 : \beta_0 \text{ et } \beta_1 \neq 0$

		LP 1000	HP 1000	HP 1500	HP 2000
J 0	Moyenne %	58,6	94,6	92,4	76,3
	Ecart type	6,6	6,0	5,4	8,7
J 1 mois	Moyenne %	59,7	95,2	92,9	78,7
	Ecart type	7,3	6,2	6,0	8,9

Tableau 3

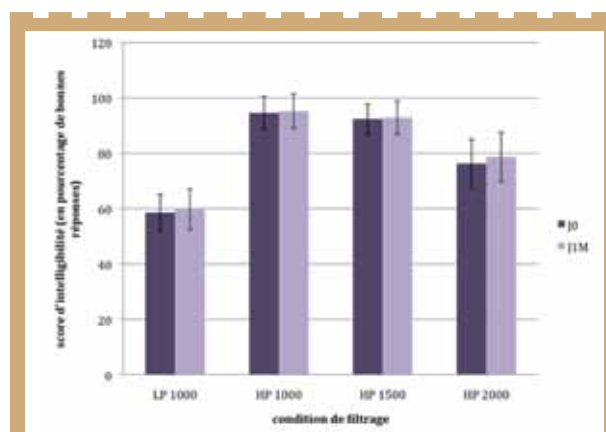


Tableau et graphique 3 : Moyennes et écarts types des scores d'intelligibilité (pourcentage de bonnes réponses) en fonction des conditions de filtrage à J0 et J 1 mois pour les sujets normo-entendants (n=16).

Chaque coefficient subit également un autre test de wald sous les conditions d'hypothèses suivantes :

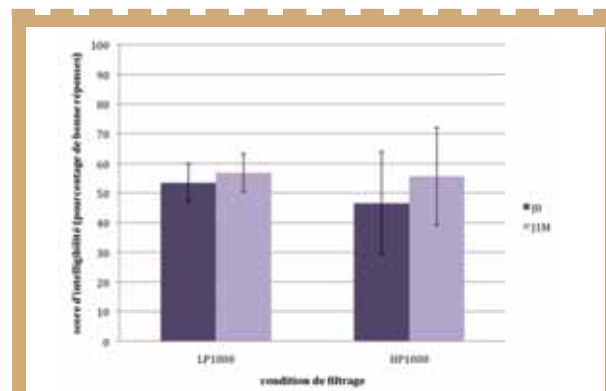
- Hypothèse nulle $H_0 : \beta_a = 0$
- Hypothèse alternative $H_1 : \beta_a \neq 0$

Avec $a=1$ ou $a=0$

Enfin, le tableau comprend l'écart-type (ou erreur standard) et l'intervalle de confiance à 95% de chaque coefficient.

		LP 1000	HP 1000
J 0	Moyenne %	53,4	46,5
	Ecart type	6,4	17,3
J 1 mois	Moyenne %	56,8	55,6
	Ecart type	6,4	16,4

Tableau 4 : Moyennes et écarts types des scores d'intelligibilité (pourcentage de bonnes réponses) en fonction des conditions de filtrage à J0 et J1 mois pour les sujets du groupe A.



Graphique 4 : Moyennes et écarts types des scores d'intelligibilité (pourcentage de bonnes réponses) en fonction des conditions de filtrage à J0 et J1 mois pour les sujets malentendants du groupe A (n=10).

		LP 1000	HP 1000	HP 1500
J 0	Moyenne %	54,5	52,7	43,2
	Ecart type	6,5	16,1	12,8
J 1 mois	Moyenne %	58,2	61,5	52,4
	Ecart type	6,4	15	13,3

Tableau 5

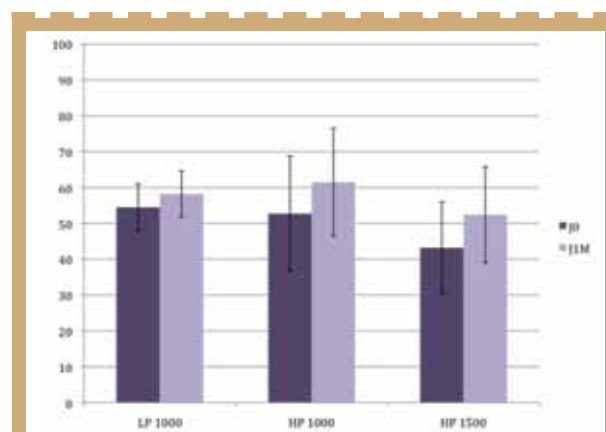


Tableau et graphique 5 : Moyennes et écarts types des scores d'intelligibilité (pourcentage de bonnes réponses) en fonction des conditions de filtrage à J0 et J 1 mois pour les sujets malentendants du groupe B (n=7).



a) Groupe de normo-entendants

Cette partie présente les résultats associés aux données concernant le groupe des normo-entendants. Les modèles de régression seront présentés séparément pour chaque condition de filtrage.

Condition de filtrage passe bas à 1000 Hz (Tableau 6)

Dans le cadre des logatomes filtrés en passe bas à 1000 Hz, le modèle dans son ensemble est non significatif ($p > 0,05$). On constate une non significativité du coefficient associé à la variable « temps » β_1 ($p > 0,05$), et une significativité du coefficient β_0 (représenté dans le tableau par le terme constante, $p < 0,05$).

Condition de filtrage passe haut à 1000 Hz (Tableau 7)

Pour ce qui est des logatomes filtrés en passe haut à 1000 Hz, le modèle pris dans son ensemble est non significatif ($p > 0,05$). On constate également une non significativité du coefficient associé à la variable « temps » β_1 ($p > 0,05$) et une significativité du coefficient β_0 ($p < 0,05$).

Condition de filtrage passe haut à 1500 Hz (Tableau 8)

Dans le cadre des logatomes filtrés en passe hauts à 1500 Hz, le modèle dans sa globalité est non significatif ($p > 0,05$). On constate une non significativité du coefficient associé à la variable « temps » β_1 ($p > 0,05$) et une significativité du coefficient β_0 ($p < 0,05$).

En résumé, pour le groupe des normo-entendants, la variable explicative « temps » reste non significative quel que soit la condition de filtrage considérée. On peut valider l'hypothèse nulle à savoir $\beta_1 = \beta_0 = 0$, quelque soit la condition de filtrage. Malgré une significativité du terme « constante », les modèles restent dans leur ensemble non significatif, dans toutes les conditions de filtrage.

b) Groupe de malentendants

Cette partie présente les résultats associés aux données concernant le groupe des malentendants. Les modèles de régression seront présentés séparément pour chaque condition de filtrage.

Condition de filtrage passe bas à 1000 Hz (Tableau 9)

Lorsque l'on s'intéresse aux résultats obtenus pour la condition de filtrage passe bas à 1000 Hz, le modèle dans son ensemble est non significatif ($p > 0,05$). On constate que le coefficient de régression associé à la variable indépendante « temps » c'est-à-dire β_1 n'est pas significatif ($p > 0,05$), alors que le coefficient β_0 l'est ($p < 0,05$).

Condition de filtrage passe haut à 1000 Hz (Tableau 10)

Dans le cadre des résultats obtenus pour la condition de filtrage passe haut à 1000 Hz, le modèle pris dans son ensemble est significatif ($p < 0,0000$).

Réponses LP1000	coefficient	Erreur standard	z-value	P>z-value	Intervalle de confiance à 95 %	
temps	0,0498	0,0440	1,13	0,258	-0,0365	0,136
constante	0,346	0,0472	7,34	0,000	0,254	0,439
Réponses LP1000		Test de Wald (chi2)		P>chi2		
β_0 et β_1		1,28		0,26		

Tableau 6 : Modèle Betafit en condition de filtrage LP1000 pour le groupe des normo-entendants.

Réponses HP1000	coefficient	Erreur standard	z-value	P>z-value	Intervalle de confiance à 95 %	
temps	-0,0186	0,142	-0,13	0,896	-0,297	0,260
constante	2,969	0,211	14,09	0,000	2,556	3,382
Réponses HP1000		Test de Wald (chi2)		P>chi2		
β_0 et β_1		0,02		0,89		

Tableau 7 : Modèle ML Betafit en condition de filtrage HP1000 pour le groupe normo-entendants.

Réponses HP1500	coefficient	Erreur standard	z-value	P>z-value	Intervalle de confiance à 95 %	
temps	0,252	0,211	1,20	0,231	-0,161	0,666
constante	2,442	0,159	15,33	0,000	2,130	2,754
Réponses HP1500		Test de Wald (chi2)		P>chi2		
β_0 et β_1		1,43		0,23		

Tableau 8 : Modèle ML Betafit en condition de filtrage HP1500 pour le groupe des normo-entendants.

Réponses LP1000	coefficient	Erreur standard	z-value	P>z-value	Intervalle de confiance à 95 %	
temps	0,063	0,038	1,68	0,09	-0,010	0,137
constante	0,142	0,059	2,42	0,02	0,026	0,258
Réponses LP1000		Test de Wald (chi2)		P>chi2		
β_0 et β_1		2,84		0,09		

Tableau 9 : Modèle ML Betafit de la variable dépendante Réponses LP1000 et de la variable explicative temps pour le groupe des malentendants.



Réponses HP1000	coefficient	Erreur standard	z-value	P>z-value	Intervalle de confiance à 95 %	
temps	0,427	0,042	10,11	0,000	0,344	0,510
constante	-0,124	0,165	-0,75	0,45	-0,447	0,199

Réponses HP1000	Test de Wald (chi2)	P>chi2
β_0 et β_1	102,28	0,0000

Tableau 10 : Modèle ML Betafit de la variable dépendante Réponses HP1000 et de la variable explicative temps pour le groupe des malentendants

Réponses HP1500	coefficient	Erreur standard	z-value	P>z-value	Intervalle de confiance à 95 %	
temps	0,432	0,113	3,83	0,000	0,211	0,653
constante	-0,264	0,138	-1,92	0,06	-0,535	0,006

Réponses HP1000	Test de Wald (chi2)	P>chi2
β_0 et β_1	14,65	0,0001

Tableau 11 : Modèle ML Betafit de la variable dépendante Réponses HP1500 et de la variable explicative temps pour le groupe des malentendants.

On constate une significativité de la valeur du coefficient de régression associé à la variable « temps » autrement dit β_1 ($p < 0,000$) avec une valeur positive d'environ 0,42. Le coefficient β_0 , quant à lui, est non significatif ($p > 0,05$).

Nous profitons de ce premier résultat significatif pour rappeler aux lecteurs que les variables explicatives sont associées à la transformation logit de la variable dépendante p_{ij} et non à p_{ij} lui-même. La valeur des coefficients devra donc être interprétée en tenant compte de cette transformation.

Condition de filtrage passe haut à 1500 Hz (Tableau 11)

Pour ce qui est des logatomes filtrés en passe haut à 1500 Hz, le modèle dans sa globalité est significatif ($p < 0,0001$).

On constate également une significativité du coefficient associé à la variable « temps » autrement dit β_1 ($p < 0,000$) avec une valeur positive d'environ 0,43. Enfin, le coefficient β_0 est non significatif ($p > 0,05$).

Pour le groupe des malentendants, les coefficients associés à la variable explicative « temps » apparaissent significatifs pour les conditions de filtrage en passe haut, et cela avec systématiquement une valeur positive. Alors que le même coefficient est non significatif pour la condition de filtrage en passe bas.

Dans tous les cas, le coefficient représentant le terme « constante » est non significatif.

Évalués dans leur ensemble, seuls les modèles de régressions dont la variable dépendante correspond aux réponses pour les filtres passe hauts sont significatifs.

4

Discussion

Groupe contrôle et effet d'apprentissage :

Pour le groupe de normo-entendants, le coefficient de régression associé à la variable temps n'est jamais significatif, quel que soit la condition de filtrage considérée. L'hypothèse nulle du test statistique est donc systématiquement validée par ce coefficient, à savoir $\beta_1 = 0$. Ce constat nous amène à penser que la répétition du test à intervalle d'un mois aboutit à un effet d'entraînement négligeable pour ce groupe.

Le groupe de normo-entendants est constitué de sujets jeunes. Leur sensibilité à l'effet d'apprentissage est supposée supérieure à celle des sujets malentendants plus âgés des groupes A, et B. On peut donc supposer que la répétition du test des logatomes filtrés n'entraîne pas non plus d'effet d'apprentissage pour le groupe de malentendants. Cette hypothèse doit être tempérée par le fait que les normo-entendants subissent un effet plafond sur les résultats aux logatomes filtrés, ces derniers étant proche voire égale à 100% pour certains sujets, ce qui a tendance à limiter mécaniquement l'évolution à la hausse des scores d'intelligibilité dans le temps pour ce groupe. Cependant l'impact de ces effets plafond est réduit par la transformation logit de la variable dépendante (le pourcentage de réponses justes aux logatomes filtrés) de chaque modèle de régression.

Evolution des scores d'intelligibilité aux logatomes filtrés pour le groupe de malentendants

Le modèle de régression univarié développé pour le groupe des malentendants met en évidence une significativité du coefficient associé à la variable temps uniquement pour les filtres passe hauts. Dans chacun de ces modèles (la variable dépendante étant alors HP 1000 ou HP1500), le coefficient β_1 est systématiquement positif. Ces résultats peuvent donc être interprétés comme la validation statistique d'une amélioration des résultats aux logatomes filtrés limitée aux filtres passe hauts pour le groupe des malentendants.

Cette augmentation des capacités auditives des sujets appareillés peut être envisagée comme le résultat :

- Soit d'une stratégie de réponse spécifique au groupe des malentendants et aux filtres passe hauts à 1000 Hz et 1500 Hz.
- Soit d'un phénomène d'acclimatation d'auditive

1. L'hypothèse d'une stratégie de réponse

Une stratégie de réponse est mise en place par le sujet testé lorsque celui-ci dévie des consignes initiales (à savoir l'énonciation du logatome le plus proche de son percept) au profit d'une logique d'efficacité supposée. Grâce à la mise en place de cette stratégie, le sujet augmente (stratégie efficace) ou diminue (stratégie inefficace) artificiellement ces résultats.



Une stratégie de réponse dont l'efficacité augmente avec le temps tend à mimer les effets d'un phénomène d'acclimatation auditive.

Dans ce protocole, l'occurrence de telle stratégie est minimisée par la présentation aléatoire des logatomes et des conditions de filtrages au sujet, ainsi que par la formulation des consignes au début de chaque test.

2. L'hypothèse d'un phénomène d'acclimatation :

Pour rappel, l'acclimatation auditive consiste en une amélioration des performances auditives dans le temps liée à une augmentation de l'information acoustique disponible. Elle n'est pas due, par définition, uniquement à un effet d'apprentissage procédural ou un effet d'apprentissage sur la tâche.

Critère 1 : « amélioration des performances auditives »

L'amélioration des performances auditives a été établie par l'intermédiaire des modèles de régression univariés pour le groupe des malentendants et pour les conditions de filtrage passe hauts (voir la partie précédente).

Critère 2 : « établi dans le temps »

Cette amélioration est associée au facteur temps. Ce lien est établi par la significativité du coefficient β_1 des modèles de régressions dans les conditions de filtrage HP 1000 Hz et HP 1500 Hz pour le groupe des malentendants.

Critère 3 : « lié à une augmentation de l'information acoustique disponible »

Cette amélioration établie dans le temps des capacités auditives est limitée, d'une part au groupe des malentendants en primo appareillage, d'autres part aux conditions de filtrage passe hauts. Or, les malentendants de cette étude présentent une surdité marquée dans les aigus. On constate donc une corrélation entre zone fréquentielle de la perte auditive, zone fréquentielle d'amplification, et zone fréquentielle d'amélioration des compétences.

Au contraire, dans les zones fréquentielles où l'amplification est limitée c'est à dire pour le filtre passe bas à 1000 Hz, l'influence du facteur temps sur les scores d'intelligibilité est non significative.

Critère 4 : « n'est pas du uniquement à un effet d'apprentissage »

Les effets d'apprentissage ont été contrôlés par le groupe des normo-entendants. Aucun effet d'apprentissage n'a été observé pour ce groupe. L'absence d'effet d'apprentissage est supposée vraie pour le groupe des malentendants.

Limites et perspectives de l'étude

1. Contrôle de l'effet d'apprentissage

Les résultats de certains sujets du groupe des normo-entendants présentent des effets plafond dès J0, qui ont inévitablement altéré la mesure de l'effet d'apprentissage lié à la répétition du test. Ces effets plafond pourraient être réduits en limitant le niveau de présentation des logatomes.

L'idéal serait de refaire les logatomes filtrés sur des sujets présentant une perte auditive mais ne souhaitant pas être appareillés. Les caractéristiques du groupe contrôle ne différeraient alors du groupe

testé que par l'utilisation d'aides auditives. Malheureusement en pratique, la constitution de ces groupes reste difficile.

Une autre solution serait de simuler une perte auditive sur des sujets normo-entendants, à l'aide de bruit masquant.

2. Contrôle des stratégies de réponses

Dans cette étude, le contrôle des stratégies de réponses s'est fait par la présentation aléatoire des logatomes et des conditions de filtrages au sujet, d'un choix aléatoire de l'oreille testée en premier, ainsi que par la formulation des consignes au début de chaque test.

L'élimination ou la détection des stratégies de réponses par de tel moyen pourrait être limitée. Il serait plus efficace d'intégrer les effets des stratégies de réponses dans le calcul des effets d'apprentissage, à condition d'estimer ces effets à l'aide de groupe de malentendants non appareillés.

En effet, l'investigation des stratégies de réponses à l'aide d'un groupe de normo-entendants (similaire à celui de cette étude) risquerait d'être inadéquate. Car l'on peut supposer que ces stratégies varient selon le niveau d'intelligibilité obtenus aux tests.

3. Renforcement de la taille de l'échantillon

A l'instar d'autres tests statistiques, les modèles de régressions bénéficient de l'augmentation de la taille de l'échantillon, notamment dans la validité des valeurs obtenus pour les coefficients de régression, mais également dans l'évaluation des erreurs de type I et II (Robert A. Hart, 1999). Par conséquent, il serait souhaitable d'agrandir l'échantillon.

4. Mise en perspectives des résultats en vocale filtrée et non filtrée

Pour améliorer le protocole existant, il faudrait ajouter une condition large bande afin de mettre en perspective les résultats sur les logatomes filtrés et non filtrés.

5. Inclure d'autres formes de surdité

Il serait également intéressant d'étudier un protocole similaire sur des surdités marquées dans les basses fréquences. Afin de vérifier si l'augmentation significative des scores d'intelligibilité est toujours associée aux filtres passe haut, ou si au contraire elle est présente uniquement pour le filtre passe bas, et uniquement dans la zone fréquentielle de la perte auditive.

Il serait aussi intéressant d'envisager de tester des sujets ayant une surdité bilatérale mais dont une seule oreille serait appareillée. L'oreille non appareillée serait alors l'oreille contrôle, et celle appareillée l'oreille testée.

6. Le matériel vocal

Le nombre de consonnes testées est large. Une étude sur un nombre plus limité de consonnes permettrait de restreindre les temps de test, et ouvrirait la porte à de nouveaux protocoles qui n'avaient pas pu être envisagés jusqu'alors, faute de temps.

Le choix de la voyelle /a/ pour constituer les logatomes est une possibilité mais n'est pas la seule. D'autres logatomes comportant d'autres voyelles peuvent être envisagés. Cela permettrait d'évaluer le rôle des transitions formantiques dans les résultats obtenus.



7. Rythme de passation des tests

Pour cette étude, nous avons décidé de réaliser les logatomes filtrés à un mois d'intervalle en raison de la longueur des tests. L'utilisation de tests moins longs pourrait permettre de tester les patients sur des périodes plus longues à intervalle plus régulier afin de suivre de manière plus rapprochée les changements dans les scores d'intelligibilité.

5

Conclusion

Chez les malentendants appareillés, les logatomes filtrés ont permis de mettre en évidence une amélioration des scores d'intelligibilité dans le temps. Cette amélioration des capacités auditives est significative seulement pour les filtres passe hauts à 1000 et 1500 Hz. Cette évolution semble donc être restreinte aux zones fréquentielles bénéficiant d'une amplification, et serait le résultat d'un phénomène d'acclimatation auditive.

Ces conclusions sont amenées sous contrôle de l'effet d'apprentissage procédural ou sur la tâche par le groupe de normo-entendants.

6

Bibliographie

Arkis P, Burkey J. 1994. What WRS say about client performance. Adjustments to hearing aids. Word recognition scores: do they support adaptation? *Hearing instrument* 45(1):24-25.

Bentler RA, Niebuhr DP, Getta JP, Anderson CV. 1993. Longitudinal study of hearing aid effectiveness I: Objective measures. *J Speech Hear Res.* 36(4):808-19.

Bentler RA, Niebuhr DP, Getta JP, Anderson CV. 1993 Longitudinal study of hearing aid effectiveness II: Subjective measures. *J Speech Hear Res.* 36(4):820-31.

Bischof HJ. 2007. Behavioral and neuronal aspects of developmental sensitive periods. *Neuroreport* 18(5):461-5.

Cox RM, Alexander GC, Taylor IM, Gray GA. 1996. Benefit acclimatization in elderly hearing aid users. *J Am Acad Audiol.* 7(6):428-41.

Cox RM, Alexander GC. 1992. Maturation of hearing aid benefit: objective and subjective measurements. *Ear Hear.* 13(3):131-41.

Ferrari S, Cribari N. 2004. Beta regression for modeling rates and proportions. *Journal of applied statistics* 31(7):799-815

Gabriel D, Veuillet E, Vesson JF, Collet L. 2006. Rehabilitation plasticity influence of hearing aid fitting on frequency discrimination performance near the hearing-loss cutoff. *Hearing Research* 213:49-57

Gatehouse S. 1993. Role of perceptual acclimatization in the selection of frequency responses for hearing aids. *J Am Acad Audiol.* 4(5):296-306.

Gatehouse S. 1992. The time course and magnitude of perceptual acclimatization to frequency responses: evidence from monaural fitting of hearing aids. *J Acoust Soc Am.* 92(3):1258-68.

Horwitz AR, Turner CW. 1997. The time course of hearing aid benefit. *Ear Hear.* 18(1):1-11.

Humes LE, Wilson DL, Barlow NN, Garner CB, Amos N. 2002. Longitudinal changes in hearing aid satisfaction and usage in the elderly over a period of one or two years after hearing aid delivery. *Ear Hear.* 23(5):428-38.

Kappel V, Moreno AC, Buss CH. 2011. Plasticity of the auditory system: theoretical considerations. *Braz J Otorhinolaryngol.* 77(5):670-4.

Kieschnik, McCullough. 2003. Regression analysis of variates observed on (0,1): percentages, proportions and fractions. *Statistical Modelling* 3:193-213.

Mulrow CD, Tuley MR, Aguilar C. 1992. Sustained benefits of hearing aids. *J Speech Hear Res.* 35(6):1402-5.

Papke LE, Wooldridge JM. 1996. Econometric methods for fractional response variables with an application to 401(K) plan participation rates. *Journal of applied econometrics* 11:619-632.

Philibert B, Collet L, Vesson JF, Veuillet E. 2002. Intensity-related performances are modified by long-term hearing aid use: a functional plasticity? *Hear Res.* 165(1-2):142-51.

Paolino P. 2001. Maximum likelihood estimation of models with beta-distributed dependent variables. *Political Analysis* 9(4):325-346.

Robert A., Hart J. 1999. Does size matter? Exploring the small sample properties of maximum likelihood estimation.

Turner CW, Humes LE, Bentler RA, Cox RM. 1996. A review of past research on changes in hearing aid benefit over time. *Ear Hear.* 17(3 S):14-25



Phonak Target™

Le logiciel d'appareillage le plus apprécié au monde.

Phonak Target offre la meilleure sophistication d'appareillage et facilité d'utilisation de sa catégorie. Une revendication confirmée par des études externes et par l'enquête de satisfaction de la clientèle Phonak mondiale réalisée en 2013* où Phonak est arrivé plus souvent au premier rang que n'importe lequel de ses concurrents. Le logiciel d'appareillage Phonak Target est l'une des nombreuses solutions ingénieuses de Phonak.

Ingénieux, tout simplement

www.phonakpro.fr/target

* www.phonakpro.fr/etudes

PHONAK
life is on



Gain prothétique vocal et ATEC.

En quoi l'aide auditive modifie-t-elle la perception de l'enveloppe temporelle ?

Barbara-Anastasia VIGNARD



**Maître de mémoire :
M. REMBAUD Frédéric
Ecole JE BERTIN,
Fougères
Université de rennes 2**

1

Résumé

Contexte : Aujourd'hui, nous savons que le son est un signal complexe composé de deux entités : l'enveloppe temporelle et la structure fine. Des études sur l'implanté cochléaire mettent en évidence l'utilisation de l'enveloppe temporelle pour permettre de comprendre la parole en milieu calme. Toutefois, peu d'études ont été réalisées sur le malentendant appareillé classiquement, afin de déterminer de quelle manière l'enveloppe temporelle est modifiée par l'aide auditive.

Objectif : Déterminer de quelle manière l'enveloppe temporelle est modifiée par l'aide auditive, à l'aide de l'analyse de quatre paramètres : le facteur de crête, la profondeur de modulation, la dynamique et la valeur root mean square.

Matériels et méthodes : L'analyse de l'enveloppe temporelle sera faite à l'aide des résultats obtenus sur 201 patients au test ATEC, logiciel créé par Franck LEFEBVRE au début des années 2000.

Résultats : Les groupes qui ont obtenu les meilleurs résultats au test ATEC sont les groupes les plus équilibrés dans leur perception de l'enveloppe temporelle, c'est-à-dire les paramètres étudiés agissent de manière équivalente. Pour la compréhension de la parole, la zone fréquentielle 2-3 kHz est primordiale, mais également les bandes fréquentielles graves, 50-200 Hz et 200-500 Hz, trop souvent oubliées.

Conclusion : Il ressort de ce mémoire qu'il n'existe pas une zone fréquentielle plus importante que les autres, de même il n'existe pas un paramètre plus essentiel à la compréhension de la parole. En effet, ces paramètres et ces bandes fréquentielles sont liés les uns par rapport aux autres, formant une unité qu'on a tendance à oublier à force de fragmenter l'audition. Et l'audition reste encore un domaine vaste qui ne demande qu'à être exploré.

2

Introduction

De nombreuses études s'accordent à affirmer qu'à partir des indices de l'enveloppe temporelle, le malentendant parvient à une compréhension de la parole en un milieu calme (e.g. Drullman, 1995 ; Shannon et al., 1995 ; Turner et al., 1995). Toutefois, de nombreux points divergent quant à l'influence de l'aide auditive sur la perception de celle-ci. En effet, au fil des années, l'aide auditive n'a cessé de se complexifier et de se diviser en nombre de canaux, de compression, de niveaux de sortie... De nouvelles technologies sensées améliorer le confort et la compréhension du malentendant, de nouvelles fonctions controversées sur leurs réels apports bénéfiques prothétiques. Prenons par exemple la compression, celle-ci est utile pour donner un champ sonore plus vaste malgré une dynamique réduite. Pour cela, la compression diminue les contrastes d'enve-

loppe temporelle et spectrale (Kates JM., 2010), détruisant ainsi des indices d'enveloppe temporelle provoquant alors une baisse de reconnaissance phonémique (Jenstad LM., 2005). Certains auteurs sont plus nuancés, la compression des amplitudes aurait un effet délétère sur l'intelligibilité si les constantes de temps sont trop courtes car elles diminuent les contrastes d'enveloppes temporelles donc les variations de dynamique ne sont pas présentes (Plomb R., 1998). Ou au contraire, les indices temporels ne sont pas affectés par la compression rapide car le malentendant arrive à utiliser les informations du signal altéré, (Hopkins K., 2012). Les avis, quant aux effets de la compression, sont partagés et divergents. Malgré les moyens actuels, nous ignorons à quel point l'aide auditive modifie la perception de l'enveloppe temporelle.

L'objectif de ce mémoire est de déterminer comment l'aide auditive modifie la perception de l'enveloppe temporelle.

Pour étudier l'enveloppe temporelle, nous allons utiliser le logiciel ATEC (Audiological Temporal Envelopes Comparison), de Franck LEFEBVRE. Basé sur les propriétés de l'enveloppe temporelle, ce logiciel permet d'analyser les confusions phonétiques de chacun afin d'optimiser le réglage des appareils auditifs. De ce logiciel, nous allons uniquement nous baser sur quatre paramètres de l'enveloppe temporelle (**figure 1**):

- le facteur de crête (FC) est le rapport entre la valeur maximale et la pression efficace. Il permet de caractériser l'amplitude des variations du signal
- la profondeur de modulation (PMOD) qui représente les amplitudes du signal,
- la dynamique (DYN) qui est la différence entre la valeur maximale d'amplitude et valeur minimale, et
- la valeur root mean square (RMS) qui est la valeur efficace de la pression acoustique. Elle permet de déterminer les bandes où l'amplitude globale de l'enveloppe temporelle est la plus grande.

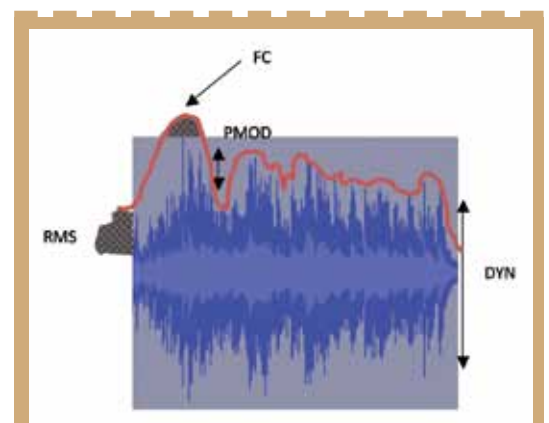


Figure 1 : Représentation schématique des quatre paramètres de l'enveloppe temporelle



3

Matériels et méthodes

Mise en place

Pour la mise en place de cette étude pratique, nous avons besoin d'un ordinateur qui puisse passer le logiciel ATEC v1.7 et un haut-parleur situé à 2.50 m du patient. Devant ce dernier, était placé un sonomètre pour la calibration à 50 dB SPL et à 60 dB SPL ainsi qu'un micro FM Phonak. Pour vérifier l'éligibilité du patient, une tonale au casque téléphonique TDH 39P. a été effectuée avant chaque test ainsi qu'une vocale champ libre Fournier, oreilles nues et appareillées. Suite à cela, la calibration est faite, sonomètre placé devant le patient. Enfin, le logiciel ATEC est lancé, en champ libre. Les listes ont été passées deux à deux, pour une meilleure reproductibilité, à deux niveaux d'intensité : à 50 et 60 dB SPL, oreilles nues et oreilles appareillées : listes 1 et 2 appareillées, listes 3 et 4 non appareillées.

Population étudiée

205 patients ont été testés. 4 n'ont pas été retenus car ils présentaient au moins un des critères d'exclusion : ne parlant pas le français, les patients présentant des troubles cognitifs trop importants comme l'Alzheimer, les patients ne pouvant répondre à 50 dB SPL, en champ libre. La population de 201 patients présentent une presbycusie classique (figure 2), d'âge moyen 74 ans. Face à ces écarts importants et pour tirer bénéfice du grand nombre de patient, il a été décidé de subdiviser en trois sous-groupes : le groupe A comprenant les patients ayant obtenu un score de reconnaissance phonémique au test ATEC inférieur à 10 %, le groupe B avec un score compris entre 10 et 20 % et le groupe C, les patients réalisant un score de plus 20 %.

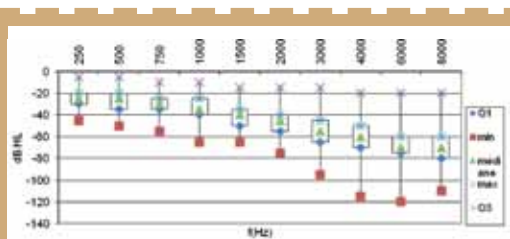


Figure 2 : Boîtes de Tuckey : audiogramme moyen

4

Etudes statistiques

L'étude statistique comporte trois parties : la partie descriptive, la partie intrinsèque et extrinsèque. L'étude descriptive est une observation graphique afin de visualiser au premier abord comment réagit indépendamment, selon le groupe étudié et les bandes fréquentielles prédéfinies, le facteur de crête, la profondeur de modulation, la dynamique et la valeur

RMS. L'étude intrinsèque permet d'évaluer, dans chacun de ces groupes, s'il existe une prédominance d'une des bandes fréquentielles ou non. L'étude extrinsèque met en jeu les quatre paramètres étudiés (FC, PMOD, DYN, RMS) : y a-t-il une prépondérance parmi ces facteurs étudiés ?

L'étude descriptive

Voici en figure 3, un des exemples obtenus pour l'étude descriptive. En bleu, ci-après, les graphiques obtenus pour un niveau de 60 dB SPL et en rouge pour un niveau de 50 dB SPL. Plus on se rapproche de la valeur 0.00, plus on se rapproche de l'oreille « absolue ». Les écarts d'erreur type représentent les variabilités des résultats au sein du groupe, selon les situations testées : plus l'écart est grand, plus les résultats obtenus en reconnaissance phonémique sont éloignés selon les individus. Au contraire, plus l'écart-type est faible, plus les résultats sont homogènes. Pour les groupes FC à 50 et 60 dB SPL, on peut noter, que quelque soit l'intensité, il y a une amélioration du facteur de crête. De plus, les écarts d'erreurs type sont plus faibles sur les listes appareillées ce qui laisse à penser que l'appareil stabilise le risque d'erreur de perception des phonèmes du malentendant (résultats moins aléatoires).

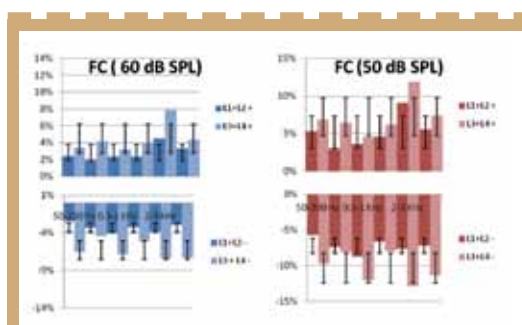


Figure 3 : Représentations graphiques des moyennes obtenues pour le facteur de crête, par bandes de fréquences, à des niveaux de 60 et 50 dB SPL, avec (L1+L2) et sans (L3+L4) appareils.

Ainsi, plus le gain prothétique est important, plus les corrections apportées par l'appareil auditif sont significatives et les disparités de résultats diminuent. De plus, l'énergie apportée par l'appareil auditif permet d'obtenir de faibles sur- et sous-évaluations. Des modifications sont également observables chez chacun des paramètres étudiés.

En effet, une diminution du facteur de crête est notée, quelque soit le groupe étudié. Comme celui-ci grandit selon la complexité du signal, le signal renvoyé par l'aide auditive aurait été alors décomplexifié.

L'analyse de la profondeur de modulation montre systématiquement des surévaluations quelque soit le groupe et le niveau étudiés. Ces surévaluations sont plus marquées dans les hautes fréquences. La perte auditive moyenne étant une



presbyacousie classique, l'appareil auditif aurait une influence sur la profondeur de modulation, sur les hautes fréquences. La profondeur de modulation ne serait sensible qu'au gain prothétique apporté par l'appareil et ce, quelque soit le niveau d'intensité.

La dynamique est réduite par l'appareillage auditif : ceci serait-il dû aux différentes limitations niveaux sonores apportés par l'aide auditive : MPO, expansion, compression... ?

L'amplitude globale des enveloppes temporelles la plus importante serait dans les basses fréquences, d'après la valeur RMS. Et celle-ci serait mieux perçue à 60 qu'à 50 dB SPL.

Observons maintenant ce qui se passe à l'intérieur de chaque paramètre, l'étude intrinsèque.

Etude intrinsèque

L'étude intrinsèque permet d'analyser l'apport significatif de l'appareil auditif et l'influence des bandes fréquentielles par paramètre. Un test ANOVA de type 2, pour un risque de 5%, a été réalisé pour les quatre paramètres. ANOVA de type 2 permet en effet d'analyser deux paramètres : l'influence de l'appareil auditif en général (**tableau 1**) et l'influence par bandes fréquentielles (**tableau 2**). Lorsque p est inférieur à 0.05, on dit que le résultat est significatif, c'est-à-dire que l'appareil auditif a une influence sur les résultats obtenus du paramètre étudié. Lorsque p est supérieur à 0.05, au contraire, on dit que le résultat est non significatif, c'est-à-dire le fait de mettre un appareil auditif ou non n'influence pas les valeurs du paramètre étudié. Dans les tableaux 1 et 2, les cases grisées concernent les résultats non significatifs, soit des p obtenus supérieurs à 0.05.

Tableau 1 :

Plusieurs remarques sont à faire quant aux résultats obtenus ; tout d'abord l'appareillage auditif provoque un changement significatif sur les valeurs de facteur de crête, de profondeur de modulation et de dynamique mais ne semble pas influencer la valeur RMS avec un p moyen de 0.0922 : le niveau audible de la stimulation est assez proche de la perte auditive.

Les différences restent plus significativement observables à un niveau de 50 dB SPL avec un p= 0.0206 moyen contre 0.0466 à un niveau de 60 dB SPL : le niveau de 50 dB SPL étant plus faible, l'apport prothétique est plus remarquable qu'à 60 dB SPL.

La dynamique reste le paramètre le plus sensible aux modifications apportées par l'aide auditive avec un p moyen de 0.0065. La profondeur de modulation [p moyen : 0.0077] et le facteur de crête [p moyen : 0.0273] arrivent au second plan.

Tableau 2 :

Quelque soit le groupe et le paramètre étudié, tous les résultats sont significatifs. Ainsi au moins une des bandes fréquentielles agissent significativement sur les paramètres de l'enveloppe temporelle. Toutefois, ANOVA ne permet pas de nous dire laquelle est plus influente par rapport aux autres. La dynamique semble plus sensible aux bandes fréquentielles avec un p moyen de 0.0001. Au contraire, le facteur de crête avec un p moyen de 0.0020 est le moins sensible à l'influence des bandes fréquentielles. Contrairement à l'étude de l'apport de l'aide auditive sur les paramètres de l'enveloppe temporelle, on note une sensibilité meilleure à 60 dB SPL avec un p moyen de 0.0006 pour l'influence des bandes fréquentielles contre 0.0015

	FC	PMOD	DYN	RMS	
50 dB SPL					
Groupe général	P=0.0091	P=0.0012	P= 0.0027	P=0.0520	} P = 0.0206
Groupe A (-10)	P=0.0013	P=0.0001	P=0.0000	P=0.0355	
Groupe B (10-20)	P=0.0077	P=0.0006	P=0.0015	P=0.0546	
Groupe C (+20)	P=0.0351	P=0.0130	P=0.0316	P=0.0671	
60 dB SPL					
Groupe Général	P=0.0288	P=0.0085	P=0.0029	P=0.1800	} P = 0.0466
Groupe A (-10)	P=0.0177	P=0.0011	P=0.0000	P=0.2162	
Groupe B (10-20)	P=0.0300	P=0.0048	P=0.0022	P=0.1701	
Groupe C (+20)	P=0.0601	P=0.0326	P=0.0148	P=0.0100	
p moyen par paramètres (50 et 60 dB SPL)	0.0237	0.0077	0.0065	0.0922	
Tableau 1 : Récapitulatif des p moyens obtenus au test ANOVA 2 pour le paramètre avec ou sans appareils auditifs.					

Tableau 1 : Récapitulatif des p moyens obtenus au test ANOVA 2 pour le paramètre avec ou sans appareils auditifs.

	FC	PMOD	DYN	RMS	
50 dB					
Groupe général	P=0.0008	P=0.0002	P=0.0002	P=0.0000	} P = 0.0015
Groupe A (-10%)	P=0.0101	P=0.0033	P=0.0001	P=0.0026	
Groupe B (10-20%)	P=0.0007	P=0.0001	P=0.0002	P=0.0000	
Groupe C (+20%)	P=0.0006	P=0.0002	P=0.0002	P=0.000	
60 dB					
Groupe Général	P=0.0004	p=0.0002	p=0.0000	P=0.0000	} P = 0.006
Groupe A (-10%)	p=0.0040	P=0.0004	P=0.0001	P=0.0018	
Groupe B (10-20%)	P=0.0005	P=0.0002	P=0.0000	P=0.0000	
Groupe C (+20%)	P=0.0003	P=0.0003	P=0.0000	P=0.0000	
p moyen par paramètres (50 et 60 dB SPL)	0.0020	0.0006	0.0001	0.0005	

Tableau 2 : Récapitulatif des p moyens obtenus au test ANOVA 2 pour le paramètre de l'influence des bandes fréquentielles.



à 50 dB SPL. Ceci peut être expliqué par la perte auditive observée: les fréquences aiguës ont une perte aux alentours de 60 dB HL (soit 73 dB SPL) et 50 dB HL (64 dB SPL), c'est pourquoi elles sont plus sensibles à un niveau de stimulation 60 dB SPL qu'à un niveau de 50 dB SPL, trop faible.

Ainsi, au moins une des bandes fréquentielles agit significativement par rapport aux autres.

Etude extrinsèque

Pour l'étude extrinsèque, le test statistique ANOVA type 2 au risque 5% a été de nouveau utilisé : l'étude porte sur l'influence des quatre paramètres de l'enveloppe temporelle entre eux et sur les modifications de ceux-ci par l'appareillage auditif (**tableau 3**). Comme précédemment, lorsque p est inférieur à 0.05, le résultat est significatif et inversement, lorsque p est supérieur à 0.05, le résultat n'est pas significatif au risque 5%. Les cellules grisées du tableau concernent les résultats non significatifs.

Tout d'abord, quelque soit le groupe étudié, on obtient des résultats significatifs sur l'étude de l'influence de l'appareil auditif sur les paramètres de l'enveloppe temporelle, c'est-à-dire que l'appareil auditif modifie la structure de l'enveloppe temporelle. Le groupe A est celui qui est le moins sensible au test avec un $p_{moyen} = 0.0247$ à 50 dB SPL et $p_{moyen} = 0.0186$ à 60 dB SPL contrairement aux autres groupes [$p_{moyen} < 0.006$], qui, je le rappelle, obtiennent de meilleurs scores en reconnaissance phonémique. Les résultats sont dans l'ensemble, plus significatifs à 60 dB SPL [$p_{moyen} : 0.0009$] qu'à 50 dB SPL [$p_{moyen} : 0.0124$], ceci pouvant s'expliquer par le fait que le

test à 50 dB SPL est plus difficile à effectuer qu'à 60 dB SPL. Ensuite, pour l'étude de l'influence des paramètres des uns par rapport aux autres, pour les groupes à 50 dB SPL sauf le groupe C, les résultats sont significatifs avec un p moyen de 0.0311 : au moins un des paramètres a une prépondérance sur les autres mais le test ANOVA ne nous permet pas de dire lequel. Pour les groupes à 60 dB SPL et le groupe C à 50 dB SPL, les p sont supérieurs ou égaux à 0.05 donc les résultats sont considérés comme non significatifs: les paramètres agiraient de manière égale les uns par rapport aux autres.

Etude complémentaire : la méthode de corrélation

Le poids des bandes fréquentielles

ANOVA est un outil statistique qui ne nous permet pas de dire, en cas de résultats significatifs, quelle sont la ou les bandes fréquentielles qui réagissent significativement. Pour déterminer le poids des bandes fréquentielles, le coefficient normalisé a été effectué dans chaque groupe et par paramètre, suite à l'obtention d'un p inférieur à 0.05. Plus la valeur absolue d'un coefficient normalisé est élevée, plus le poids de la variable correspondante est important. Au contraire, si la valeur absolue est égale à 0 alors le poids du modèle n'est pas significatif.

Quelque soit le groupe étudié (A,B,C, général, à 50 et 60 dB SPL), on retrouve une prédominance d'une même bande fréquentielle pour le paramètre FC (**figures 4 et 5**) : prédominance de la bande fréquentielle 2-3 kHz. On retrouve cette prédominance pour la dynamique et la valeur RMS. Toutefois pour la profondeur de modulation, on

	Etude sur l'influence des paramètres entre eux	Etude sur l'influence de l'appareillage auditif sur la perception de l'enveloppe temporelle
Global 50 dB SPL	P=0.0406	P=0.0070
Global 60 dB SPL	P=0.09959	P=0.0061
50 dB SPL		
Groupe A (-10%)	P=0.0276	P=0.0247
Groupe B (10-20%)	P= 0.0253	P=0.0060
Groupe C (20%)	P= 0.1006	P=0.0066
60 dB SPL		
Groupe A	P=0.1233	P=0.0186
Groupe B	P=0.0500	P=0.0037
Groupe C	P=0.1662	P=0.0060

Tableau 3 : Récapitulatif des p moyens obtenus au test ANOVA 2 pour l'étude extrinsèque

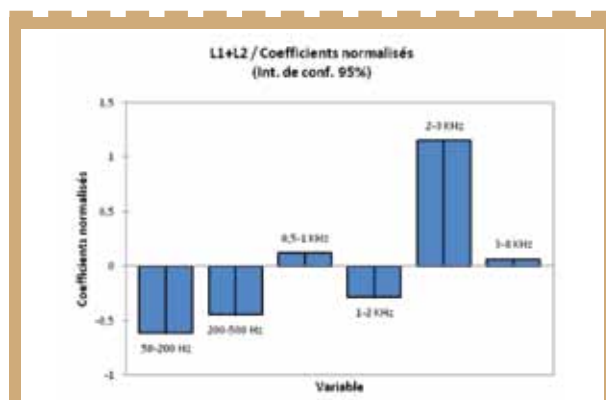


Figure 4 : Représentation graphique des valeurs des coefficients normalisés par bandes fréquentielles, pour le groupe général à 60 dB SPL, L1-L2, paramètre FC

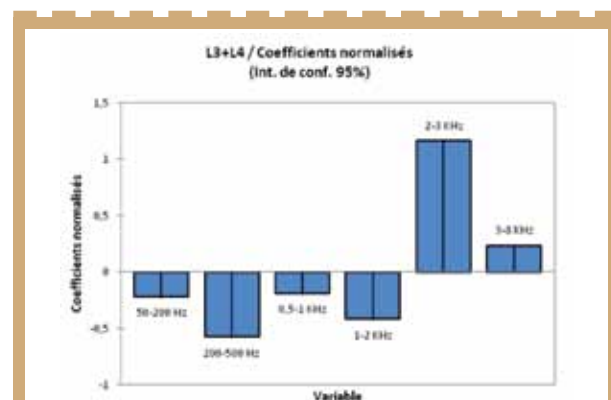


Figure 5 : Représentation graphique des valeurs des coefficients normalisés par bandes fréquentielles, pour le groupe général à 60 dB SPL, L3-L4, paramètre FC



retrouve une prédominance fréquentielle grave : la bande fréquentielle 50-200 Hz.

Le poids des paramètres étudiés

De la même manière, suite à l'ANOVA, à l'aide du coefficient normalisé, a été recherché quel paramètre serait le plus important selon les groupes établis. Pour cela, seuls les groupes ayant obtenu un résultat significatif ont été étudiés, le groupe A (-10) à 50 dB SPL (figures 6 et 7) et le groupe B (10-20) à 50 dB SPL (figures 8 et 9).

Les paramètres RMS et FC représentent les poids els plus significatifs, le paramètre PMOD est très sous représenté tandis que la dynamique semble garder une valeur constante quelque soit le groupe étudié.

5

Discussion

Tout d'abord, il est rassurant pour un audioprothésiste d'observer que le port d'un appareil auditif donne des résultats.

La perception auditive de l'enveloppe temporelle semble plus équilibrée à un niveau 60 dB SPL qu'à 50 dB SPL : les malentendants comprennent mieux à un niveau moyen qu'à un niveau faible, comme c'est le cas pour les normo-entendants. Cependant, les effets de l'appareil auditif sur l'enveloppe temporelle ressortent plus facilement à un niveau 50 dB SPL.

La dynamique est le paramètre le plus sensible à l'apport de l'appareillage auditif : lorsqu'on appareille des patients, on redonne une nouvelle dynamique en leur permettant de réentendre ce qu'ils ne pouvaient pas. À l'inverse, la valeur RMS est le paramètre le moins sensible à l'apport de l'appareil auditif mais il est prédominant dans les groupes ayant obtenu une faible compréhension, où l'apport de l'appareillage peut sembler faible. La valeur RMS semble peu touchée par la perte auditive.

Pour la plupart des groupes ayant obtenu de bons scores de reconnaissance phonémique (les groupes à 60 dB SPL et le groupe C à 50 dB SPL), les quatre paramètres agissent de manière égale.

Pour les groupes à 50 dB SPL A et B (ayant eu des scores moyens), les paramètres RMS et FC semblent davantage ressortir.

Ces quatre paramètres sont liés : aucun n'est plus important que

l'autre, au contraire. Pour bien comprendre, le malentendant appareillé a besoin de percevoir les quatre paramètres de manière équilibrée : un déséquilibre entraînerait une mauvaise compréhension.

La population étudiée représente une presbycousie classique avec une perte de 30 dB HL débutant à partir de 1,5 kHz. Le fait que la bande fréquentielle 2-3 kHz ressort prédominante n'est pas une surprise : elle représente la zone qui est la plus corrigée par les aides auditives. Le fait qu'elle est présente et prédominante pour le facteur de crête et la dynamique confirme l'importance de cette zone fréquentielle qui correspond entre autre à celle de la parole. Le plus étonnant est l'émergence des zones fréquentielles des fréquences graves 200-500 Hz et 50-200 Hz notamment pour la profondeur de modulation. En effet, ces fréquences sont très peu traitées par l'appareil auditif : n'oublions pas que les patients portent en grande majorité un appareillage ouvert et ont une bonne conservation des graves naturellement. Très souvent, la perte des aigus est reliée à la perte de la compréhension de la parole, oubliant ainsi le rôle des fréquences graves, elles aussi jouent un rôle dans la compréhension de la parole.

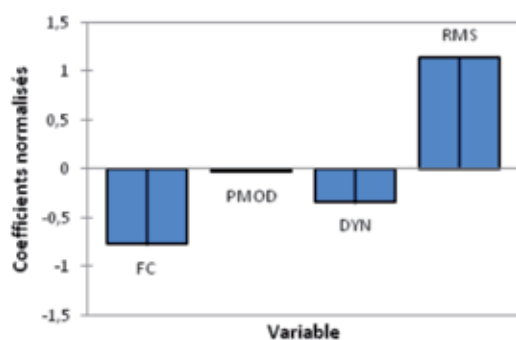
Quant aux médiums représentés par la bande fréquentielle 0.5-1 kHz, d'après les résultats obtenus, sembleraient peu importants pour la compréhension de la parole. En réalité, cette bande fréquentielle représente la limite : les patients ont une perte légère sur cette bande fréquentielle, donc elle ne bénéficie pas d'une correction importante de la part de l'appareil et ils ont de plus, un appareillage ouvert, ils perçoivent alors des restes auditifs de cette zone fréquentielle de manière naturelle. C'est pourquoi cette zone fréquentielle a obtenu des résultats assez faibles : cela représente bien les contraintes et les limites d'un appareillage ouvert.

Enfin, pour la valeur RMS, celle-ci est sensible aux basses fréquences qui étaient peu représentées parmi la population étudiée, d'où le peu de résultats obtenus.

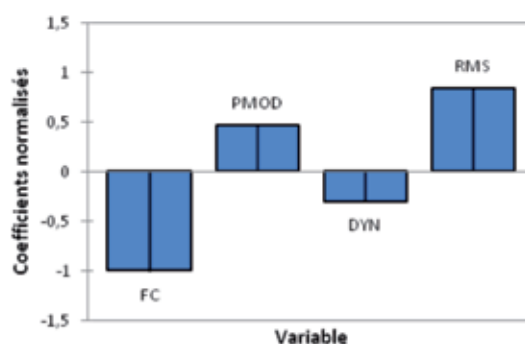
Les limites du protocole de test

Ce mémoire et l'analyse statistique ont été réalisés sur un panel de 200 patients donc les limites et les incertitudes de mesure sont en quelque sorte réduites mais il en reste : les tests ont été réalisés sur trois centres différents et par deux testeurs différents, enfin, l'étude statistique a été effectuée sur les moyennes et les variances obtenues du panel de 200 patients : on perd alors certaines particularités.

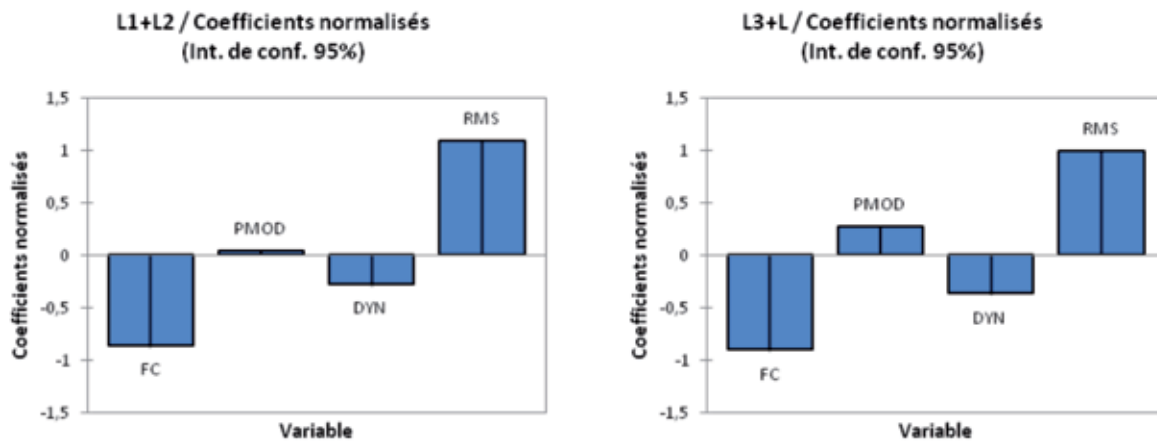
L1-L2 / Coefficients normalisés
(Int. de conf. 95%)



L3-L4 / Coefficients normalisés
(Int. de conf. 95%)



Figures 6 et 7 : Représentation graphique des valeurs des coefficients normalisés par paramètres pour le groupe A (-10) 50 dB SPL



Figures 8 et 9 : Représentation graphique des valeurs des coefficients normalisés par paramètres pour le groupe B (10-20) 50 dB SPL

6

Conclusion

De nombreuses études ont permis de démontrer l'importance de l'enveloppe temporelle pour la compréhension de la parole. Aujourd'hui, avec les appareils auditifs numériques, l'audioprothésiste a beaucoup de paramètres de réglages. Le but de ce mémoire a été de savoir quelle est l'action de l'appareil auditif sur cette enveloppe temporelle à l'aide de quatre paramètres : le facteur de crête, la profondeur de modulation, la dynamique et la valeur RMS et selon la bande fréquentielle étudiée.

L'appareil auditif modifie la perception de cette enveloppe temporelle, de manière différente selon le paramètre étudié et selon la bande fréquentielle étudiée. Il ressort de ce mémoire qu'il n'existe pas une zone fréquentielle plus importante que les autres, de même il n'existe pas un paramètre plus essentiel dans la compréhension de la parole. Ces paramètres interagissent les uns par rapport aux autres. Ces fréquences forment une unité. Aujourd'hui, la tendance a été de fragmenter l'audition par différents canaux, différents taux de compression, différents niveaux de sortie... Or, les groupes étudiés qui ont eu les meilleurs résultats sont les groupes qui traitent de manière égale les quatre paramètres ainsi que les bandes fréquentielles. À force de trop fragmenter l'audition, l'audioprothésiste ne doit pas oublier de penser à traiter l'audition dans sa globalité.

Outre, les paramètres de l'enveloppe temporelle, il serait intéressant d'étudier l'action de l'appareillage sur les traits et ainsi d'établir le rapport direct de l'action de la compression sur l'enveloppe temporelle.

7

Bibliographie

1. Drullman, R., Festen, J.M., Plomb, R. Effect of temporal envelope smearing on speech recognition. *J. Acoust. Soc. Am*, 1994 May; 95: 1053-1064
2. Shannon R.V., Zeng F.G., Kamath V., Wygonski V., Ekelid M. Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*, 1995; 270: 303-304.
3. Turner C.W., Souza P.E., Forget L.N. Use of temporal envelope cues in speech recognition by normal and hearing-impaired listeners. *J. Acoustic. Soc. Am.*, 1995 April; 97 (4):2568-2576
4. Kates JM. Understanding Compression: modeling the effects of dynamic-range compression in hearing aids. *Int. J. Audiol.*, 2010 Jun; 49 (6): 395-409.
5. Jenstad LM, Souza PE. Quantifying the effect of compression hearing aid release time on speech acoustics and intelligibility. *J Speech Lang. Hear. Res.* 2005 Jun; 48 (3): 651-67.
6. Plomb R. The negative effect of amplitude compression in multi-channel hearing aids in the light of the modulation transfert function. *J. Acoust. Soc. Am*, 1998 Jun; 83(6):2322-7.
7. Hopkins K., King A., Moore BC. The effect of compression speed on intelligibility: simulated hearing-aid process with and without original temporal fine structure information. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2012 Sep; 132(3): 1592-601.



Algorithme Numérique réducteur de bruit de Vent

Tristan VILA

Audioprothésiste D.E.
Etudiant en Master
d'Audiologie et Troubles
du Langage.
tristan.vila@free.fr



1

Introduction

La réussite d'un appareillage s'appuie sur le confort d'écoute et l'amélioration de l'intelligibilité du patient. Les aides auditives traitent et amplifient les signaux sonores de l'environnement. Cependant la plupart des sons de l'environnement ne sont pas utiles à l'intelligibilité de la parole. Au contraire, ils masquent cette dernière ce qui entraîne une dégradation de la compréhension. Ces mêmes sons de l'environnement, une fois amplifiés, peuvent nuire au confort d'écoute du patient, c'est le cas du bruit du vent.

Le bruit du vent peut être provoqué d'une façon passive, lorsque le vent souffle sur l'aide auditive ou d'une façon active, lorsque le patient appareillé se déplace rapidement par exemple lors d'une balade à vélo ou en voiture avec la vitre ouverte.

Le bruit généré par le vent sur les microphones des aides auditives peut être gênant pour le confort d'écoute du patient. Pour pallier à cette gêne les fabricants d'aides auditives nous proposent deux solutions :

- une solution acoustique : protection des microphones, aération des coques, etc.
- une solution algorithmique : les algorithmes anti bruit de vent.

Le but de ce mémoire est dans un premier temps de caractériser le bruit du vent en essayant de mesurer son spectre d'amplitude, dans un second temps d'évaluer l'efficacité des algorithmes anti bruit de vent en fonction de la marque de l'aide auditive puis en fonction du mode de directivité des microphones. Nous étudierons également les effets de la directivité des microphones sur la réponse à un bruit de vent, et pour finir nous comparerons l'efficacité de l'algorithme anti bruit de vent avec celle du débruiteur.

2

Rappels

Le vent

Le vent s'écoule de façon laminaire, c'est à dire qu'il s'écoule par glissement de couches de fluides les unes sur les autres de façon régulière, lorsque le vent rencontre un obstacle cela provoque des turbulences.

L'écoulement au niveau des turbulences se caractérise par des mouvements d'air désordonnés et par un comportement difficilement prévisible. La turbulence désigne l'état d'un fluide dans lequel la vitesse présente en tout point un caractère tourbillonnaire.

La figure 1 représente l'écoulement de l'air.

Dans le cas qui nous intéresse, la tête, le pavillon et l'aide auditive sont des obstacles au vent qui provoquent des turbulences comme nous le montre la figure 2.

Les turbulences provoquent d'importantes fluctuations locales de la pression au niveau des microphones de l'aide auditive. Cette variation de pression entraîne des mouvements de la membrane des microphones, et donc par transduction un signal électrique de type « bruit ».

D'après Dillon (2012), des vitesses de vent mêmes modérées produisent une augmentation importante de la pression au niveau des microphones, parfois suffisante pour les saturer.

Algorithme de réduction de bruit de vent

L'algorithme de réduction de bruit de vent fonctionne en plusieurs étapes :

- Premièrement, il détecte le bruit du vent.
- Deuxièmement, il agit pour réduire le bruit du vent en diminuant le gain dans les bandes de fréquences où le bruit du vent est prédominant, et en désactivant ou en modifiant la directivité des microphones.

La détection du bruit du vent fait appel à la notion de corrélation, car le bruit provoqué par les turbulences au niveau des microphones d'une aide auditive n'est pas corrélé.

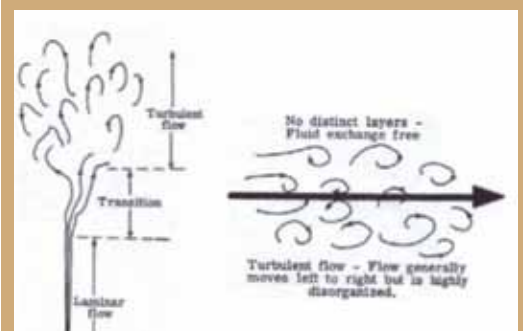


Figure 1 : Ecoulement de l'air (Digital Hearing Aids (2008))

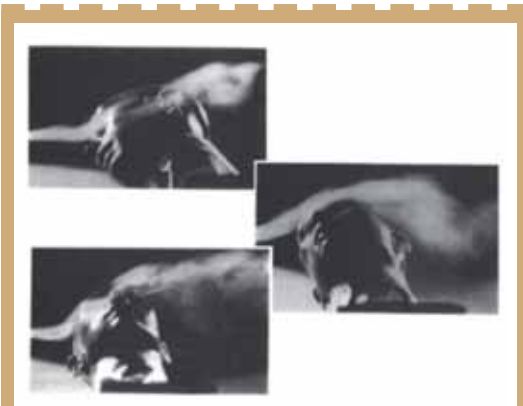


Figure 2 : Turbulence due à la tête et au pavillon (Digital Hearing Aids (2008)).



3

Matériels et Méthodes

Matériels utilisés

Les aides auditives

Pour la réalisation de ce mémoire, j'ai utilisé cinq aides auditives, de type contour d'oreille conventionnel, montées avec un coude standard de chez trois fabricants différents.

Les aides auditives de type contour d'oreille conventionnel sont les plus sensibles aux turbulences produites par le vent. Leurs microphones se situent horizontalement au-dessus du pavillon tandis que les aides auditives de type intra canal et intra conque (dont les microphones sont situés respectivement à l'entrée du canal auditif et au niveau de la conque) sont mieux protégées par les différents reliefs du pavillon, en particulier le tragus.

Les figures 3 montrent les zones de turbulences par rapport à la position des microphones (plus la zone est blanche plus les turbulences sont importantes).

Le mannequin KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research)

Le mannequin KEMAR est un outil construit pour la recherche et le développement des aides auditives. Il représente le haut du corps d'un homme (sans les bras) ce qui permet de prendre en compte la morphologie de la tête et du buste d'un patient appareillé.

On peut faire l'analogie du mannequin KEMAR avec un sonomètre double voie dont les microphones se situent au fond des conduits auditifs artificiels du KEMAR.

Le mannequin est conforme à la norme IEC 959.

Le Protocole de mesure

Le réglage des aides auditives

Les cinq aides auditives ont été préréglées avec le même audiogramme représenté en annexe 2, avec la même

C'est-à-dire que si l'on compare leurs analyses temporelles, les signaux captés par le microphone avant et le microphone arrière de l'aide auditive n'ont rien en commun. Contrairement à un bruit de fond stationnaire qui produira des signaux corrélés aux niveaux des microphones. En effet, si l'on prend l'exemple d'un bruit stationnaire venant de face, le microphone arrière capte le même signal que le microphone avant mais avec un retard temporel, les deux signaux sont corrélés.

La non corrélation des signaux produits par le bruit du vent est essentielle à sa détection, cela permet de le différencier d'un bruit ambiant stationnaire et il permet également à l'aide auditive de réagir en conséquence.

L'algorithme de directivité des microphones réalise une soustraction entre le signal capté par le microphone avant et celui capté par le microphone arrière (avec un déphasage temporel). Ceci permet, de réduire le signal provenant de derrière et ainsi d'améliorer le rapport signal sur bruit pour les signaux provenant de face. Cependant lorsque les signaux captés par les microphones ne sont pas corrélés, la soustraction spectrale appliquée par l'algorithme de directivité ne diminue pas le bruit mais au contraire l'augmente. En effet l'addition ou la soustraction de deux signaux non corrélés augmente l'amplitude du signal résultant.

Un microphone directionnel a une réponse en fréquence décroissante de -6 dB/octave dans les fréquences graves (Digital Hearing Aids (2008)), ce qui nécessite une amplification des basses fréquences à la sortie du microphone pour reconstituer une réponse en fréquence linéaire.

Cette amplification à la sortie du microphone directionnel augmente le bruit du vent.

Dans le cadre de ce mémoire, j'ai choisi d'étudier l'efficacité de la directivité adaptative. Ce type de directivité est plus évolué que la directivité fixe, il est présent dans toutes les aides auditives récentes. Cette directivité est censée s'adapter aux différents milieux sonores, et d'après King Chung (2012) le mode directionnel adaptatif est le plus adapté pour lutter contre le bruit causé par les turbulences.

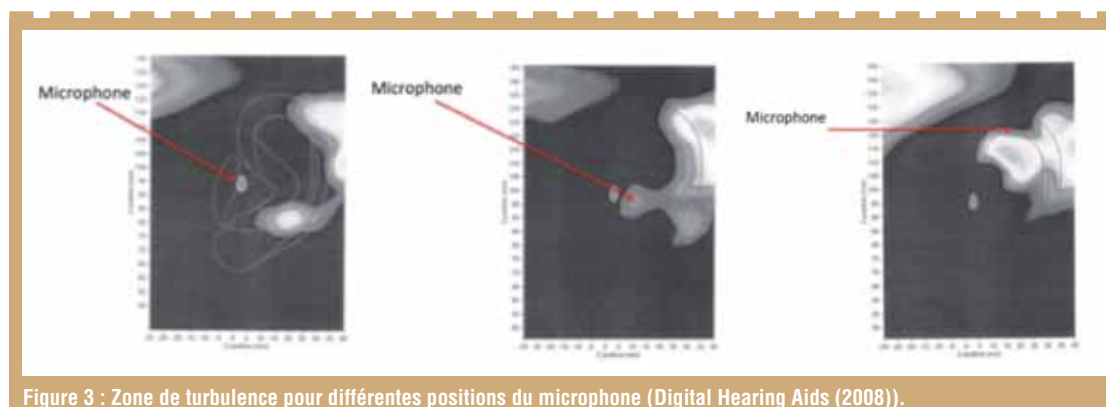


Figure 3 : Zone de turbulence pour différentes positions du microphone (Digital Hearing Aids (2008)).



méthodologie de pré-réglage NAL-NL 1 et avec les mêmes caractéristiques acoustiques (coude standard et embout sans événements). Dans un premier temps, tous les algorithmes de traitement du signal sont désactivés.

Dans un second temps, afin d'évaluer l'efficacité des algorithmes anti bruit de vent, j'ai implémenté cinq programmes différents dans les aides auditives :

- **programme 1** : tous les algorithmes de traitement numérique du signal sont désactivés, les microphones sont en mode omnidirectionnel, nous l'appellerons **Omni/Algo Off**,
- **programme 2** : seul l'algorithme anti bruit de vent est activé, les microphones sont en mode omnidirectionnel, nous l'appellerons **Omni/Algo On**,
- **programme 3** : tous les algorithmes de traitement numérique du signal sont désactivés, les microphones sont en mode directionnel adaptatif, nous l'appellerons **Dir/Algo Off**,
- **programme 4** : seul l'algorithme anti bruit de vent est activé, les microphones sont en mode directionnel adaptatif, nous l'appellerons **Dir/Algo On**,
- **programme 5** : seul l'algorithme de réduction du bruit avec émergence de la parole (débruiteur) est activé, les microphones sont en mode omnidirectionnel, nous l'appellerons **Omni/Débruiteur On**.

Remarque :

Même si les réglages des aides auditives sont identiques, les courbes de réponses en fréquence sont différentes d'un fabricant à l'autre. Ceci peut être dû aux caractéristiques de traitement numérique de l'amplification qui est spécifique à chaque fabricant. Cependant chez le même fabricant, entre deux appareils de gammes différentes, les courbes de réponses sont similaires.

Pour pallier à cette différence, je vais comparer les courbes de réponses obtenues à l'aide du mannequin KEMAR entre deux programmes différents (par exemple entre le 1 et le 2). Cette méthode me permettra de mettre en évidence le gain résultant de la mise en marche d'un algorithme ou celui de la directivité des microphones, afin de comparer les résultats entre les fabricants.

Configuration du matériel d'acquisition et du logiciel de traitement des mesures

Les mesures sont enregistrées en niveau de pression acoustique équivalent (Leq) avec une durée d'intégration de 60 ms, afin de suivre les fluctuations rapides du niveau de pression acoustique. J'ai également appliqué une pondération linéaire (dB Z) sur les mesures enregistrées.

Les niveaux de pressions acoustiques équivalents sont analysés par bande de tiers d'octaves de 20 Hz à 20 kHz, afin de garantir une meilleure résolution fréquentielle.

Etalonnage de la vitesse du souffle

Avant chaque mesure et à l'aide d'un anémomètre, la vitesse ambiante du souffle du système de production de vent est calibré à 23,3 km/h ($\pm 0,3$ km/h) au niveau du pavillon droit du mannequin KEMAR.

Mesure du bruit des turbulences pour un souffle de 23,3 km/h

Cette étape consiste à caractériser le bruit du vent. J'ai mesuré la

réponse en fréquence du bruit des turbulences avec le mannequin KEMAR sans aides auditives pour différents azimuts.

Efficacité de l'algorithme anti bruit de vent en fonction de la marque de l'aide auditive

Afin d'évaluer l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent en fonction de la marque de l'aide auditive et en fonction de l'azimut quand les microphones sont en mode Omnidirectionnel, j'ai fait la différence entre les réponses en fréquence obtenues avec **Omni/Algo ON** et **Omni/Algo OFF**.

Efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent en fonction de la directivité des microphones

L'objectif de cette étape est, premièrement, d'évaluer l'influence de la directivité des microphones en réponse à un bruit de vent en effectuant la différence entre les réponses obtenues avec **Dir/Algo OFF** et **Omni/Algo OFF**. Ensuite le second objectif est d'évaluer l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent en fonction de la directivité des microphones en effectuant la différence entre les réponses en fréquence obtenues avec **Dir/Algo ON** et **Omni/Algo ON**.

Comparaison entre l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent et l'efficacité du débruiteur

Cette étape a pour objectif de comparer l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent et l'efficacité du débruiteur. On réalise la différence entre les réponses en fréquence obtenues avec **Omni/Débruiteur ON** et **Omni/Débruiteur OFF** pour chacune des trois aides auditives.

4

Résultats

Résultats des mesures du bruit des turbulences pour un souffle de 23,3 km/h

La figure 4 représente la moyenne des résultats de l'étape 3.2.4, qui évalue le niveau de bruit des turbulences pour un souffle de 23,3 km/h.

On constate que quelque soit l'orientation du mannequin KEMAR, le bruit des turbulences enregistré au niveau du microphone droit est un bruit dont l'énergie est dominante dans les basses fréquences. En effet, on relève un maximum de niveau de pression acoustique équivalent de 67 dB en moyenne aux environs du 125 Hz puis le niveau diminue rapidement d'environ 13 dB/octave.

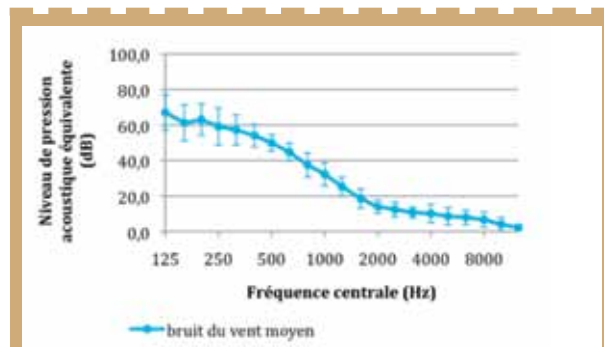


Figure 4 : Moyenne des niveaux de pressions acoustiques équivalents du bruit des turbulences en fonction de l'azimut du KEMAR (risque d'erreur consentie = 5%)



Le bruit du vent est un bruit stable dans le temps, ce qui nous permet de calculer son niveau global en fonction des cinq azimuts différents.

La figure 5 représente les résultats de l'étape 3.2.4, qui évalue le niveau de pression acoustique global du bruit des turbulences pour un souffle de 23,3 km/h en fonction de l'azimut du mannequin KEMAR

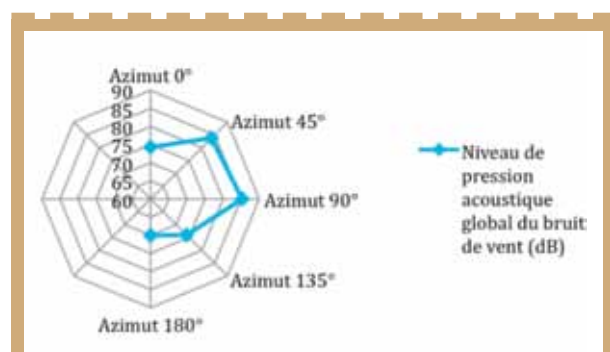


Figure 5 : Niveau de pression acoustique global du bruit des turbulences en fonction de l'azimut du KEMAR

On note une différence relative en fonction des azimuts. Les azimuts 90° et 45° ont les niveaux de pression acoustique globaux les plus importants, le niveau à l'entrée de l'aide auditive sera donc plus important pour ces azimuts. En revanche, les azimuts 135° et 180° ont les niveaux les plus faibles, ce qui induit un niveau d'entrée dans l'aide auditive moins important pour ces azimuts.

Résultats de l'efficacité de l'algorithme anti bruit de vent en fonction de la marque de l'aide auditive

Les courbes situées dans les graphiques ci-dessous représentent une différence entre deux courbes de réponses en fréquence. Ces réponses en fréquence traduisent le niveau de sortie de l'aide auditive enregistré par le mannequin KEMAR.

Résultats de l'efficacité de l'algorithme anti bruit de vent en fonction de la marque de l'aide auditive quand les microphones sont en mode omnidirectionnel

La figure 6 représente la moyenne des gains résultants de l'activation de l'algorithme anti bruit de vent en fonction de la marque de l'aide auditive quand les microphones sont en mode omnidirectionnel.

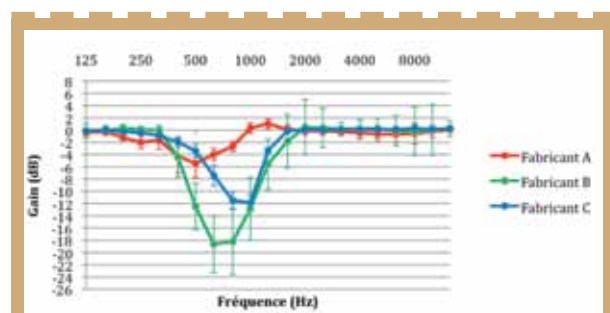


Figure 6 : Moyenne des gains résultants de l'activation de l'algorithme anti bruit de vent en fonction de la marque quand les microphones sont en mode omnidirectionnel (risque d'erreur consentie = 5%)

Chez le fabricant A, on constate que l'algorithme anti bruit de vent diminue en moyenne le gain dans la bande de fréquence [160 ; 1000 Hz] avec un minimum à environ -6 dB aux alentours du 500 Hz.

Chez le fabricant B, on note que l'algorithme anti bruit de vent augmente légèrement le gain de [150 ; 400 Hz] et de [1600 ; 3000 Hz] et diminue en moyenne le gain dans la bande de fréquence [400 ; 1600 Hz] avec un pic d'anti résonance aigue de -20 dB à 800 Hz.

Chez le fabricant C, on remarque que l'algorithme anti bruit de vent diminue en moyenne le gain dans la bande de fréquence [160 ; 1600 Hz] avec une meilleure efficacité dans la bande de fréquence [500 ; 1500 Hz] et un pic d'anti résonance de -13 dB à 1000 Hz.

Résultats de l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent en fonction de la directivité des microphones

Résultats du passage des microphones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif

La figure 7 représente les résultats de l'étape 3.2.6, elle nous montre la moyenne des gains résultants du passage des microphones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif lorsque l'algorithme anti bruit de vent n'est pas activé.

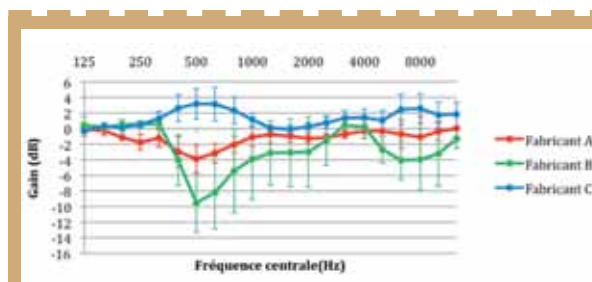


Figure 7 : Moyenne des gains résultants du passage des microphones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif (risque d'erreur consentie = 5%)

On constate que les aides auditives testées ne se comportent pas de la même façon lorsque l'on passe des microphones en mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif. En effet, on remarque dans un premier temps, chez le fabricant A, une diminution générale du gain dans la bande de fréquence [150 ; 4000 Hz]. Cette baisse est plus marquée sur les fréquences graves avec un pic d'anti résonance d'environ -4 dB à 500 Hz.

Dans un second temps, chez le fabricant C, on observe une augmentation du gain dans la bande de fréquence [200 ; 1250 Hz] avec un pic de résonance de 3,3 dB à 600 Hz, et une deuxième augmentation progressive du gain à partir de 1500 Hz avec un maximum à 2,6 dB à 7000 Hz. Enfin, chez le fabricant B, on constate une diminution très importante du gain dans la bande de fréquence [350 ; 3000 Hz] avec un pic d'anti résonance à -9,5 dB à 500 Hz, et une deuxième zone de diminution du gain de 4000 à 12500 Hz avec un minimum de -4 dB à 7000 Hz.

Résultats de l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent en fonction de la directivité des microphones

La figure 8 représente les résultats de l'étape 3.2.6, elle nous montre la moyenne des gains résultants du passage des micro-



phones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif lorsque l'algorithme anti bruit de vent est activé.

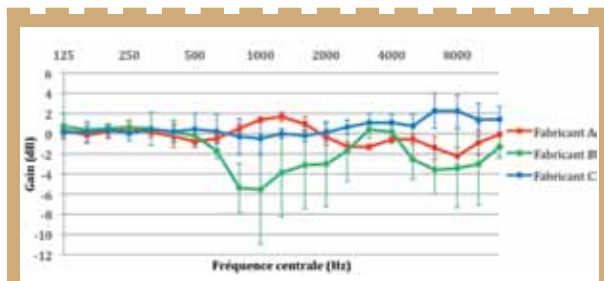


Figure 8 : Moyenne des gains résultants du passage des microphones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif lorsque l'algorithme anti bruit de vent est activé (risque d'erreur consentie = 5%)

En observant cette figure, on remarque que, pour tous les fabricants, dans la bande de fréquence [125 ; 500 Hz] le gain résultant du passage des microphones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif est proche de 0 dB.

Chez le fabricant A, on constate une légère augmentation du gain de 500 Hz à 2000 Hz avec un pic de 1,7 dB, puis une faible diminution du gain à partir de 2000 Hz avec un pic de 2 dB.

Chez le fabricant B, le gain diminue dans les bandes [500 ; 3000 Hz] et [4000 ; 8000 Hz] avec respectivement 5,5 dB et 4 dB de valeur maximum.

Chez le fabricant C, le gain est proche de 0 dB jusqu'à 2500 Hz, puis on observe une légère augmentation.

Résultats de la comparaison entre l'efficacité de l'algorithme réducteur de bruit de vent et celle du débruiteur

Les figures 9, 10 et 11 représentent le gain dû à l'activation de l'algorithme anti bruit de vent et le gain dû à l'activation du débruiteur, pour les fabricants A, B et C.

Les résultats nous montrent que pour les aides auditives le fabricant A et C le comportement du débruiteur est similaire avec celui de l'algorithme anti bruit de vent : on observe une diminution du gain dans les basses fréquences. En revanche, chez le fabricant B l'algorithme anti bruit de vent est plus efficace que le débruiteur. Ce dernier diminue le gain à partir de 300 Hz jusqu'à 12500 Hz ce qui ne correspond pas aux caractéristiques spectrales du bruit de vent.

5

Discussion

Les résultats du spectre du bruit de vent sont cohérents avec l'étude menée par Grenner et al. (2000), dans laquelle, le niveau et le spectre du bruit de vent à la sortie de quatre aides auditives ont été mesurés sur le mannequin KEMAR pour un vent de 25,2 km/h. Ils ont également trouvé que le bruit des turbulences contenait un maximum d'énergie dans les fréquences graves.

Lorsque l'on observe les niveaux de pressions acoustiques globaux en fonction de l'azimut, on peut penser que quand le souffle provient de l'arrière, la morphologie du pavillon joue le rôle de protection

contre le bruit des turbulences en créant une zone d'ombre au niveau de l'entrée du conduit auditif. Au contraire, quand l'azimut est de 90° la tête fait complètement obstacle à l'écoulement du vent ce qui potentialise les turbulences, et la morphologie du pavillon ne protège pas l'entrée du conduit auditif.

Quand on se penche sur les résultats de l'efficacité de l'algorithme anti bruit de vent quand les microphones sont en mode omnidirectionnel, on remarque une stratégie similaire pour tous les fabricants. Connaissant le spectre du bruit de vent et une fois celui-ci détecté, les aides auditives appliquent une diminution du gain plus ou moins importante dans les basses fréquences.

On peut se demander si une diminution importante du gain dans les basses fréquences témoigne d'une bonne efficacité de l'algorithme. Je pense que oui si l'on se place dans le cadre du confort d'écoute du patient. En effet une diminution du gain dans les basses fréquences engendrera une diminution du bruit provoqué par les turbulences ; tandis que si l'on se place dans le cadre de l'amélioration de l'intelligibilité du patient, cette diminution de gain affectera aussi le signal utile dans une bande de fréquence primordiale pour la compréhension de la parole, ce qui n'améliorera pas l'intelligibilité du patient mais au contraire pourra la dégrader.

Thompson and Dillon (2002) ont mesuré le bruit des turbulences (pour un vent de 18 km/h) à la sortie d'un microphone omnidirectionnel et d'un microphone directionnel monté sur une aide auditive, ces mesures ont été réalisées sur le KEMAR. King Chung and al. (2009) ont étudié l'effet de l'azimut du KEMAR et l'effet du type de microphone (omnidirectionnel ou directionnel) sur la réponse à un bruit de

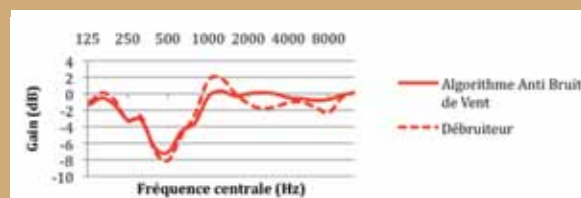


Figure 9 : Comparaison des gains résultants de l'activation de l'algorithme anti bruit de vent et du débruiteur chez le fabricant A

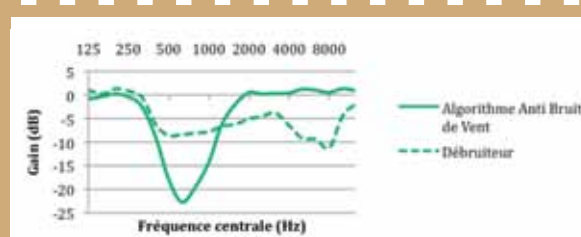


Figure 10 : Comparaison des gains résultants de l'activation de l'algorithme anti bruit de vent et du débruiteur chez le fabricant B

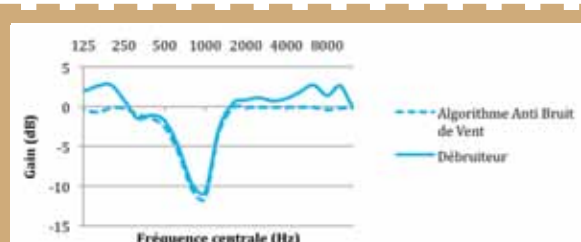


Figure 11 : Comparaison des gains résultants de l'activation de l'algorithme anti bruit de vent et du débruiteur chez le fabricant C



turbulences pour un vent de 16,2 ; 32,4 ; 48,6 ; 64,8 et 81 km/h. Bear and Nepomuceno (2001) ont mesuré le bruit des turbulences pour un vent de 8 et 18 km/h à la sortie d'un microphone omnidirectionnel et de deux microphones directionnels montés sur une face plate d'intra auriculaire, ces mesures ont été réalisées sur le KEMAR. Toutes ces études ont conclu au même résultat : le bruit des turbulences est plus important quand le microphone est en mode directionnel.

King Chung (2012) a étudié les effets de plusieurs directivités de microphone directionnel : mode directionnel, mode cardioïde, mode hyper cardioïde et mode directionnel adaptatif en réponse à un bruit de turbulences. Il en a conclu que le microphone en mode directionnel adaptatif est le plus adapté pour lutter contre le bruit des turbulences.

Notre étude a montré deux types de résultats :

- Chez le fabricant A et B, les microphones directionnels adaptatifs sont plus efficaces pour lutter contre le bruit du vent que les microphones omnidirectionnels, contrairement aux microphones directionnels fixes, qui appliquent une amplification des basses fréquences pour linéariser leurs courbes de réponse et donc potentialisent l'amplification du bruit de vent. Ces résultats sont cohérents avec l'étude menée par King Chung (2012).
- Chez le fabricant C, les résultats obtenus ne sont pas cohérents avec ceux de King Chung (2012), en effet le passage des microphones en mode directionnel adaptatif induit une augmentation du gain, notamment dans les basses fréquences, ce qui entraîne une augmentation du bruit des turbulences. On remarque un pic d'amplification d'environ 3 dB, on peut supposer que ce pic est dû à la soustraction spectrale de deux signaux non corrélés de même amplitude. Ce qui revient à l'addition des deux signaux de même amplitude, et donc à un gain de 3 dB. On en conclut qu'en réponse à un bruit de vent les microphones directionnels adaptatifs se comportent comme des microphones directionnels fixes.

Maintenant, quand on étudie le passage des microphones du mode omnidirectionnel au mode directionnel adaptatif avec l'algorithme anti bruit de vent activé, on remarque une stratégie commune à tous les fabricants sur les basses fréquences : l'algorithme anti bruit de vent désactive la directivité des microphones.

On suppose que les fabricants anticipent l'effet délétère de certaines directivités sur la réponse à un bruit de vent en verrouillant les microphones en mode omnidirectionnel.

Le fabricant A applique cette stratégie jusqu'à 500 Hz puis on observe des effets complexes sur la suite du spectre mais sans élévation ou diminution importante du gain.

Le fabricant C conserve cette stratégie jusqu'à 2500 Hz, et le fabricant B, après avoir verrouillé les microphones en mode omnidirectionnel jusqu'à 500 Hz, applique une diminution du gain importante dans les fréquences médiums et aigues. Cette baisse de gain est difficile à expliquer mais elle peut être due à l'action d'autres mécanismes numériques automatiques de l'aide auditive.

Dans une dernière étude j'ai voulu comparer l'efficacité de l'algorithme anti bruit de vent avec le débruiteur des aides auditives. Cette expérience peut nous montrer si l'algorithme anti bruit de vent est plus efficace que le débruiteur pour lutter contre le bruit des turbulences.

On rappelle que les débruiteurs les plus simples d'une aide auditive détectent le bruit de fond stationnaire par analyse, dans les différents canaux fréquentiels, des modulations temporelles de l'amplitude, c'est-à-dire que :

- si le signal est modulé, l'aide auditive considère que c'est un signal de parole, et donc le débruiteur n'agit pas ;
- si le signal n'est pas modulé, l'aide auditive le considère comme du bruit, et dans ce cas elle diminue le gain dans les canaux fréquentiels concernés.

Les résultats nous montrent que pour les aides auditives le fabricant A et C le comportement du débruiteur est similaire avec celui de l'algorithme anti bruit de vent, on observe une diminution du gain dans les basses fréquences. Ce qui peut s'expliquer par l'analyse temporelle et spectrale du bruit de vent, celui-ci est stable dans le temps et sa composition spectrale ne change pas, on suppose donc qu'en l'absence de modulation, le débruiteur agit en réduisant le gain dans les basses fréquences.

En revanche, chez le fabricant B l'algorithme anti bruit de vent est plus efficace que le débruiteur. Ce dernier diminue le gain à partir de 300 Hz jusqu'à 12500 Hz, ce qui ne correspond pas aux caractéristiques spectrales du bruit de vent. Le débruiteur doit agir différemment de ceux décrits précédemment.

Dans le cadre de mon étude, le souffle produit par mon système est constant. On peut donc se demander si dans le cas de rafales de vent à la fois courtes, rapides et intenses, les modulations du signal transmises par les microphones ne leurreraient pas le débruiteur. Celui-ci pourrait interpréter ces modulations comme un signal de parole et donc ne pas appliquer une diminution du gain. Dans ce cas particulier, l'analyse de corrélation des signaux effectuée par l'algorithme anti bruit de vent, lui garantirait une meilleure efficacité si on le comparait au débruiteur.

Les limites de cette étude sont le nombre d'aides auditives testées, la réponse monaurale à un bruit de vent et le système de production locale du vent qui ne rivalise pas avec celui d'une soufflerie industrielle. Une étude plus poussée pourrait porter sur la dégradation de l'intelligibilité causée par la présence d'un bruit du vent et à l'amélioration de l'intelligibilité apportée par les algorithmes de réduction de bruit de vent dans des conditions monorales et binaurales.

6

Conclusion

Dans cette étude, nous avons caractérisé le spectre du bruit de vent, puis nous avons testé l'efficacité des algorithmes anti bruit de vent en fonction de la marque et du mode de directivité des microphones des aides auditives.

Le bruit du vent est un bruit stable avec une énergie prédominante dans les basses fréquences. La morphologie de la tête protège l'entrée du conduit auditif externe lorsque le souffle provient de l'arrière, au contraire celle-ci potentialise les turbulences provenant de côté.

D'une manière générale chez tous les fabricants, l'algorithme anti bruit de vent applique une diminution, plus ou moins importante, du gain dans les basses fréquences. Cette diminution est variable en fonction de l'azimut.

Chez les fabricants A et B, la directivité adaptative des microphones applique une diminution du gain dans les basses fréquences, elle est donc plus efficace pour lutter contre le bruit du vent qu'une directivité omnidirectionnelle ou fixe. En revanche chez le fabricant C, la directivité adaptative se comporte comme une directivité fixe, elle est donc moins performante qu'une directivité omnidirectionnelle.

Pour anticiper l'effet délétère de certaine directivité, chez tous les fabricants l'algorithme anti bruit de vent désactive la directivité des microphones dans les basses fréquences.



Pour finir, chez les fabricants A et C, l'algorithme anti bruit du vent et le débruiteur des aides auditives ont un comportement quasi similaire tandis que, chez le fabricant B, les résultats du débruiteur sont relativement moins bon que ceux de l'algorithme anti bruit de vent.

Bibliographie

Aknine Achour. (2010/2012) Acoustique. Cours de 1ère année du D.E. audioprothèse. Electroacoustique. Cours de 2ème année du D.E. audioprothèse.

Beard J. and Nepomuceno H. (2001) Wind noise levels for an ITE hearing aids. Knowles Engineering Report No. 128; Revision A. Itasca, IL.

Ceccato Jean-Charles. (2011/2012) The answer is blown' in the wind. TECHNOLOGIE des AIDES AUDITIVES, cours de 2ème année D.E. Audioprothésiste.

Collège national d'audioprothèse. (2007) Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, Le contrôle d'efficacité prothétique. Les éditions du Collège National d'Audioprothèse.

Dillon (2012) Hearing aids.

Grenner J. and al. (2000) A comparison of wind noise in four hearing

instruments. Scand Audiol. 2000; 29(3):171-174.

Kates James (2008) Digital Hearing Aids: 147-173.

King Chung and al. (2009) Wind noise in hearing aids with directional and omnidirectional microphones: Polar characteristics of behind-the-ear hearing aids. J Acoust Soc Am. 2009; 125(4): 2243-2259.

King Chung. (2010) Reducing Noise Interference: Strategies to Enhance Hearing Aid Performance. The ASHA Leader;2010; April 06.

King Chung. (2012) Comparison of spectral characteristics of wind noise between omnidirectional and directional microphones. J Acoust Soc Am. 2012; 131(6): 4508-17.

King Chung. (2012) Wind noise in hearing aids: I. Effect of wide dynamic range compression and modulation-based noise reduction. International Journal of Audiology 2012; 51:16-28.

King Chung. (2012). Wind noise in hearing aids : II ; Effect of microphone directivity. International Journal of Audiology 2012; 51; 29-42.

Thompson S. and Dillon H. (2002) Wind noise in hearing aids. Presented at the American Academy of Audiology Convention, Philadelphia, PA.

Zakis JA. (2011) Wind noise at microphones within and across hearing aids at wind speeds below and above microphone saturation. J Acoust Soc Am. 2001; 129(6):3897-3907.

 **Annuaire Français
d'Audiophonologie**



auditionTV

News | Interviews | Reportages

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



accéder à
auditionTV



www.annuaire-audition.com 

Impact du bruit de fond dans une cabine audiométrique sur l'audiométrie tonale liminaire en conduction aérienne et en conduction osseuse



1

Introduction

L'audiométrie tonale liminaire peut être effectuée de trois manières différentes. Elle est pratiquée en conduction aérienne, soit par l'intermédiaire du casque, soit en champ libre. Elle est réalisée également en conduction osseuse par l'intermédiaire de l'ossivibrateur. Les différentes audiométries sont pratiquées dans des salles ou cabines audiométriques qui présentent nécessairement un certain niveau du bruit de fond mesuré en l'absence de tout bruit additionnel. Le niveau du bruit de fond mesuré n'est jamais de 0 dB_A. La réponse des patients au cours du déroulement d'une audiométrie peut être influencée par le bruit de fond ambiant de la salle d'essais. En effet, le spectre du bruit de fond peut masquer les signaux d'essais et avoir un impact sur le niveau du seuil d'audition des différentes fréquences audiométriques testées. Le bruit de fond de la salle peut ainsi abaisser le seuil d'audition réel du patient.

Les normes ISO 8253-1 et ISO 8253-2¹ ont été établies afin de déterminer les niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles par bande de tiers d'octave, pour l'audiométrie en conduction aérienne et pour l'audiométrie en conduction osseuse pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL.

Deux études expérimentales ont été réalisées dans deux salles audiométriques insonorisées différentes sur des sujets normoentendants. La première étude clinique a été effectuée au sein de la salle du Banc d'Essai au Seuil d'Audition (BESA) de l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) de Lorraine. Cette salle audiométrique, dite cabine de référence, présente un niveau de bruit de fond extrêmement faible de 4,6 dB_A. La seconde étude a été menée au sein d'une cabine standard de la Faculté de Pharmacie de Nancy présentant un niveau de bruit de fond de 24 dB_A.

2

Présentation des niveaux de pression acoustique maximaux admissibles

Les niveaux de pression acoustique ambiants d'une salle audiométrique ne doivent pas dépasser des valeurs de référence pour éviter le phénomène de masquage des sons d'essais. Les valeurs de référence sont établies en tant que niveaux maximaux admissibles de pression acoustique ambiants par bande de tiers d'octave **pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL**.

La norme ISO 8253-1 est axée sur l'audiométrie liminaire fondamentale à sons purs en conduction aérienne et en conduction osseuse. Tandis que la norme ISO 8253-2 est centrée sur l'audiométrie en champ libre avec des sons purs et des bruits à bande étroite comme signaux d'essais.

Norme ISO 8253-1

L'audiométrie liminaire en conduction aérienne est pratiquée à l'aide d'écouteurs supra-auraux tel que le casque TDH 39. La norme ISO 8253-1 établit les niveaux de pression acoustique maximaux admissibles L_{max} (dB SPL). Les études cliniques dans la salle du BESA au sein de l'INRS et dans la cabine insonorisée au sein de la Faculté de Pharmacie sont réalisées dans la partie expérimentale avec une gamme de fréquences des sons d'essais de 125 Hz à 8 000 Hz, durant les tests audiométriques par transmission aérienne. Le niveau de bruit en dB_A associé aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles imposés par la norme a été calculé dans cette gamme de fréquences des sons d'essais : on obtient un niveau de bruit de 43,2 dB_A (figure 1).

L'ossivibrateur de type B71 est utilisé lors de l'audiométrie liminaire en conduction osseuse. La gamme de fréquences des sons d'essais durant les tests audiométriques par transmission osseuse démarre à partir de 250 Hz. Les niveaux de pression acoustique maximaux admissibles dans cette gamme de fréquence L_{max} (dB SPL) et stipulés par la norme ISO 8253-1 donnent un niveau de bruit de 28,5 dB_A (figure 1).

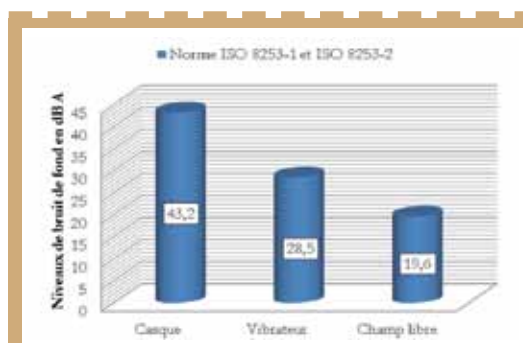


Figure 1 : Niveaux de bruit en dB_A associé aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles au casque, au vibrateur et en champ libre pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL

Norme ISO 8253-2

Dans le cadre de l'audiométrie en champ libre pratiquée à l'aide de haut-parleurs, la norme ISO 8253-2 établit les niveaux de pression acoustique maximaux admissibles L_{max} (dB SPL). La gamme de fréquences des sons d'essais est la même que celle employée lors de l'audiométrie au casque. Le niveau de bruit calculé, concernant l'audiométrie tonale liminaire en champ libre, est de 19,6 dB_A (figure 1). On remarque que ce niveau de bruit est très difficilement réalisable dans des cabines audiométriques standards.

Par contre, le niveau de bruit associé aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles au casque de 43,2 dB_A est assez élevé. En effet, l'atténua-

Yaniv ZINI



Audioprothésiste D.E.
D.U. Nuisances Sonores
Ecole d'audioprothèse
de Nancy
Prix du Collège National d'Audioprothèse
ziniyaniv@gmail.com



tion des casques supra-auraux courants permet d'atténuer le bruit ambiant dans les fréquences aiguës. Ainsi, ce spectre est chargé en fréquences aiguës qui ne sont nullement influencées par la pondération A, atténuant uniquement les fréquences graves.

Les niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles sont établis sur une base de mesure du niveau liminaire d'audition minimal de 0 dB HL. Pour des mesures du niveau liminaire d'audition supérieur à 0 dB HL, il convient d'ajouter aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles, le niveau liminaire d'audition minimal à mesurer.

3

Etudes Cliniques et matériel de métrologie

L'objectif recherché des différentes expériences menées est de démontrer l'impact du bruit de fond dans une cabine audiométrique sur les différentes audiométries.

Matériel de métrologie

Les mesures ont été réalisées à l'aide du matériel de métrologie de l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) de Lorraine mis à disposition :

- **Microphone faible bruit B&K de type 4179** : Le capteur de type 4179 est un microphone omnidirectionnel destiné à des mesures de précision, capable de détecter des sons de niveaux extrêmement faibles. La dynamique de mesure s'étend de $-2,5 \text{ dB}_A$ à 102 dB_A ². Le microphone à condensateur est nécessairement associé à un préamplificateur B&K de type 2660 (**figure 2**)³.



Figure 2 : Microphone faible bruit B&K de type 4179 associé à son préamplificateur B&K de type 2660

- **Calibre B&K de type 4231** : Un pistonphone B&K de type 4231 a été utilisé afin de calibrer le microphone faible bruit B&K de type 4179 à 94 dB SPL à 1000 Hz.
- **Amplificateur de mesure B&K de type 2636** : Le microphone faible bruit B&K de type 4179 est relié à l'amplificateur de mesure B&K de type 2636. Le signal recueilli à la sortie de mesure est envoyé à un système d'acquisition : Symphonie bi-voie⁴ ou au système d'acquisition 16 voies Orchestra de chez 01 dB-METRAVIB.
- **Système d'acquisition bi-voies Symphonie ou 16 voies Orchestra de 01 dB-METRAVIB** : Le système d'acquisition acquiert les données en temps réel et les transfère à un ordinateur portable.
- **Audiomètre Interacoustics AD629** : L'audiomètre utilisé à l'INRS est un audiomètre clinique de classe I.
- **Audiomètre Otometrics Madsen Astera** : L'audiomètre utilisé à la Faculté de pharmacie est aussi un audiomètre clinique de Classe I.

Les audiomètres doivent être étalonnés annuellement. Les audiomètres de cette étude ont été étalonnés moins de trois mois avant le début des tests.

- **Casque TDH 39 équipé de coques PELTOR** : Le casque relié à l'audiomètre Interacoustics AD629 est un casque standard, équipé de coques PELTOR.
- **Casque TDH 39 équipé de coussins MX 41/AR** : L'audiomètre Otometrics Madsen Astera est équipé d'écouteurs supra-auraux courants, muni de coussins MX 41 AR.
- **Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research (KEMAR)** : Le KEMAR est utilisé afin de vérifier les niveaux de pression acoustique délivrés par l'audiomètre dans la salle BESA de l'INRS.
- **Ossivibrateur de type B71** : Le contrôle de la conduction osseuse des sujets s'effectue à l'aide d'un ossivibrateur RadioEar de type B71.
- **Panel des sujets** : Les études ont été réalisées sur cinq sujets otologiquement sains et donc sur dix oreilles différentes. Le groupe de personnes comprend une femme et quatre hommes. Il s'agit de Monsieur V, Monsieur W, Madame X, Monsieur Y et Monsieur Z. La tranche d'âge des sujets est comprise entre 18 ans et 30 ans. Les sujets de cette étude ont donc statistiquement une courbe audiométrique normale⁵. La pratique des audiométries est réalisée pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL.

Etude Clinique au sein de la salle BESA de l'INRS

Protocole d'essai

Une étude de l'impact du bruit de fond sur un panel de sujets est effectuée au sein de la chambre acoustique de l'INRS à l'aide du matériel de métrologie détaillé précédemment. Cette étude clinique permet de mesurer et de vérifier le bruit de fond très faible de cette cabine dont les mesures servent de référence. Enfin, dans un second temps, une audiométrie tonale liminaire est effectuée sur les cinq sujets normoentendants.

Présentation de la chambre acoustique

La chambre acoustique est construite de façon à éliminer les ondes stationnaires (utilisation de panneaux de laine de verre pour l'absorption) et à engendrer un champ diffus au centre de la salle, autour du sujet d'essai (utilisation de diffuseur acoustique) (**figure 3**). Les haut-parleurs sont positionnés en regard des diffuseurs pour homogénéiser l'énergie sonore à l'intérieur de la pièce et provoquer cette sensation de « baigner » dans le son.



Figure 3 : Matériaux isolants et diffuseurs



Figure 4 : Positionnement du fauteuil



Figure 5 : Isolation des câbles par utilisation du sable

ci ayant une importante masse surfacique empêche le passage du son (figure 5). Pour permettre une meilleure isolation acoustique, la salle d'acquisition et la salle d'essais sont séparées par un système de double porte.

Mesure du Bruit de fond de la salle d'essais BESA

Pour effectuer cette mesure, le microphone faible bruit B&K de type 4179 équipé du préamplificateur B&K de type 2660 est placé au centre de la salle d'essais BESA. Le microphone faible bruit est connecté à l'amplificateur de mesure B&K de type 2636 situé dans la salle d'acquisition. Le signal recueilli est envoyé au système d'acquisition bi-voies Symphonie de 01 dB-METRAVIB. Le logiciel dBFA permet de tracer des niveaux équivalents $L_{eq,T}$ intégrés sur trente secondes, par bandes d'octave puis par tiers d'octave. Le niveau $L_{eq,T}$ est également présenté en dB_A ou en dB_{Lin} .

Les niveaux de bruit représentés par bande de tiers d'octave sur la figure 6, révèlent un niveau de bruit de fond très faible de $4,6 dB_A$.

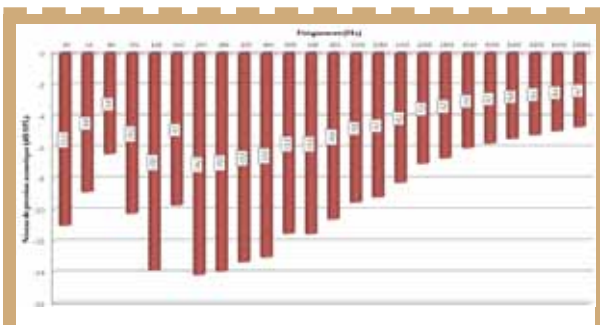


Figure 6 : Représentation spectrale du bruit de fond de la salle BESA par tiers d'octave

Dans ces conditions, les mesures se révèlent être en dessous de la norme ISO 8253-2 concernant le niveau de bruit en dB_A associé aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles en champ libre pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL. Cette norme de $19,6 dB_A$ est la plus restrictive (figure 1).

Ainsi, les mesures audiométriques pratiquées au cours de cette étude au sein de la cabine BESA de l'INRS sont considérées comme très précises, permettant une détection des seuils auditifs réels de chaque sujet.

Audiométrie tonale liminaire

L'audiométrie tonale liminaire est effectuée sur les cinq sujets. Les différentes audiométries sont pratiquées à l'aide du casque, de l'os-

vibrateur et en champ libre. Chaque épreuve est réalisée trois fois pour bénéficier de résultats plus fiables, reproductibles. Une anamnèse et une otoscopie sont pratiquées au préalable. La Perte Tonale Moyenne (PTM) est calculée à l'issue de chaque test.

Dans cette étude, sur les niveaux de bruit de fond très faibles, le choix d'un pas de 1 dB HL au lieu du pas habituel de 5 dB HL est adopté pour une meilleure précision des résultats. Afin d'augmenter la précision des mesures, l'opérateur attend trois réponses identiques successives pour passer à la fréquence suivante. Cette méthode permet d'approcher au maximum la réponse du sujet de son seuil d'audition. Chaque sujet bénéficie d'une pause de cinq à dix minutes entre chaque test. La pause permet au sujet de se décontracter, en effet il est impossible de rester concentrer pendant un trop long laps de temps. La pause est accordée pour éviter au maximum l'influence de la fatigabilité sur la réponse des patients.

Le niveau de bruit de fond au sein de la salle d'essais de $4,6 dB_A$ a permis de mesurer des seuils d'audition relativement faibles. Ces différents seuils audiométriques sont considérés comme les seuils d'audition de référence des sujets testés.

Etude Clinique au sein de la cabine insonorisée de la Faculté de Pharmacie de Nancy

Protocole d'essai

Le but de cette étude au sein de la cabine insonorisée de la Faculté de Pharmacie de Nancy est de mesurer le bruit de fond de cette cabine ainsi que de pratiquer les tests audiométriques dans une cabine classique d'audiométrie.

Présentation de la cabine insonorisée

La cabine insonorisée se trouve dans les locaux dédiés aux Travaux Pratiques de la formation d'Audioprothèse, situés dans la Faculté de Pharmacie de Nancy. Celle-ci est une cabine insonorisée standard. La cabine est traitée acoustiquement en termes d'isolation et de réverbération. La cabine fait office de pièce dans une pièce, elle acquiert donc un bon traitement acoustique.

Le boîtier de l'audiomètre Otometrics Madsen Astera est installé dans la cabine audiométrique, ce dernier est complètement silencieux. La cabine est également équipée d'une lumière totalement silencieuse. La cabine est munie d'une porte isolante. Une fenêtre bien isolée est également incorporée à l'une des parois.

Les équipements fixes de la Faculté de Pharmacie étaient en fonctionnement normal pendant toute la durée des essais. Toutes les mesures sont réalisées quand l'ascenseur est à l'arrêt. En effet, ce dernier induit des vibrations solidiennes perturbant les résultats.

Mesure du Bruit de fond de la cabine insonorisée

Les différentes sources de bruit, telles que : l'audiomètre, les deux ordinateurs PC, l'amplificateur de mesure B&K de type 2636 et le système d'acquisition Orchestra, sont positionnées en dehors de la cabine insonorisée.

Le signal recueilli par le microphone faible bruit est envoyé au système d'acquisition 16 voies Orchestra de 01 dB-METRAVIB. Le logiciel dBFA permet de tracer des niveaux équivalents $L_{eq,T}$ intégrés sur dix secondes, par bandes de tiers d'octave. Le niveau $L_{eq,T}$ est également présenté en dB_A ou en dB_{Lin} . Les mesures sont effectuées par tiers d'octave de 31,5 Hz à 10 kHz. Trois mesures du bruit de fond ont été réalisées afin d'obtenir des résultats plus fiables.



Les données représentées par bande de tiers d'octave de la **figure 7** révèlent le niveau de bruit de fond réel de la cabine insonorisée.

De part le calcul, on obtient un niveau de bruit de fond de 24 dB_A. En calculant ce même niveau sans pondération, on obtient 46 dB_{Lin}. Le niveau en dB_A est très inférieur au niveau en dB_{Lin}. La pondération A affecte essentiellement les basses fréquences. On peut donc remarquer que le bruit de fond de la cabine est chargé en basses fréquences. Le bruit de fond de la cabine reste relativement faible.

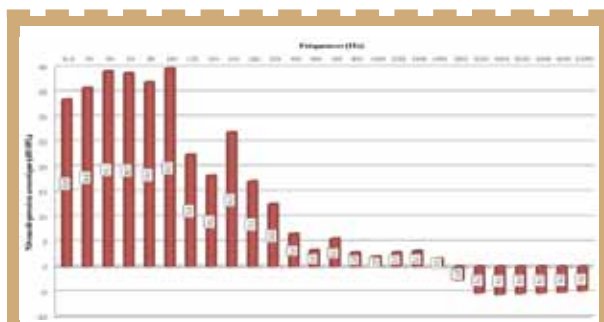


Figure 7 : Représentation spectrale du bruit de fond de la salle insonorisée par tiers d'octave

De part le calcul, on obtient un niveau de bruit de fond de 24 dB_A. En calculant ce même niveau sans pondération, on obtient 46 dB_{Lin}. Le niveau en dB_A est très inférieur au niveau en dB_{Lin}. La pondération A affecte essentiellement les basses fréquences. On peut donc remarquer que le bruit de fond de la cabine est chargé en basses fréquences. Le bruit de fond de la cabine reste relativement faible.

La cabine audiométrique de la Faculté de Pharmacie est une cabine classique. Au sein de cette cabine, les mesures se trouvent être légèrement au dessus de la norme ISO 8253-2 concernant le niveau de bruit en dB_A associé aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles en champ libre, pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL. Cette norme de 19,6 dB_A est la plus restrictive (**figure 1**). Ainsi, les mesures audiométriques pratiquées au cours de cette étude au sein de la cabine insonorisée sont donc considérées comme bonnes.

Audiométrie tonale liminaire

Les audiométries réalisées à la Faculté de Pharmacie sont pratiquées trois semaines après celles effectuées au sein de l'INRS. L'anamnèse de chaque sujet a été opérée précédemment. Une question leur est posée concernant une éventuelle modification de leur état de santé depuis la dernière visite. De plus, une otoscopie est réalisée. Une audiométrie tonale liminaire est effectuée sur les cinq sujets. La Perte Tonale Moyenne (PTM) est relevée à la fin de chaque test.

Une audiométrie tonale liminaire au casque, une audiométrie en champ libre et une audiométrie par voie osseuse sont effectuées sur chaque sujet. Le même protocole employé lors des essais audiométriques à l'INRS est utilisé à la Faculté de Pharmacie.

4

Résultats

Concordance des résultats des deux études cliniques

Une comparaison des différents seuils auditifs mesurés dans ces

deux cabines a été effectuée. Les résultats obtenus sont concordants. On remarque que dans la plupart des cas la PTM de l'audiométrie tonale liminaire au casque réalisée à l'INRS est inférieure à celle réalisée à la Faculté de Pharmacie. Effectivement, le niveau du bruit de fond de la salle d'essai du BESA située à l'INRS (4,6 dB_A) est très faible par rapport à celui mesuré dans la cabine insonorisée à la Faculté de Pharmacie (24 dB_A). L'écart maximum obtenu est de 4 dB HL pour l'audiométrie au casque et en champ libre et de 5 dB HL pour l'audiométrie au vibreur.

On note tout de même sur certaines fréquences des écarts assez élevés lors de l'audiométrie en conduction osseuse. En effet, le positionnement de l'ossivibrateur sur la mastoïde peut influencer les résultats.

Dégradation de la Perte Tonale Moyenne (PTM) de 5 dB HL par augmentation du bruit de fond



Figure 8 : Haut-parleur positionné face à une paroi de la cabine standard

L'étude est réalisée à la Faculté de Pharmacie dans la cabine insonorisée standard utilisée par les audioprothésistes. L'intérêt de cette étude est de découvrir pour chaque sujet le niveau de bruit de fond global (bruit de fond existant de la cabine associé à un bruit rose surajouté = bruit composé) qui entraîne une dégradation de la Perte Tonale Moyenne de 5 dB HL. Le bruit de fond réel est ainsi modifié volontairement selon le type d'audiométrie pratiqué (au casque, au vibreur ou en champ libre).

Le haut-parleur Klein+Hummel 0110 est disposé face à l'une des parois de la cabine standard (**figure 8**)⁶. Il est relié à un ordinateur PC émettant un bruit rose à l'aide du logiciel Windows Media Player. Par l'intermédiaire du curseur sur Windows Media Player, le niveau du signal émis est modifié jusqu'à obtenir une dégradation de la Perte Tonale Moyenne de 5 dB HL.

Le microphone faible bruit B&K de type 4179 associé à son préamplificateur B&K de type 2660 est positionné dans la cabine standard, il capte en un seul signal, le bruit de fond réel de la cabine standard et le bruit rose émis par le haut-parleur. Le bruit composé a été mesuré à trois reprises pour bénéficier de résultats plus précis.

La dégradation de la Perte Tonale Moyenne de 5 dB HL a été calculée à l'aide de la formule suivante :

$$D = \frac{(500 + 1000 + 2000)_{abc} - (500 + 1000 + 2000)_{min}}{3} = 5 \text{ dB HL}$$

D : dégradation de la Perte Tonale Moyenne en dB HL

abc : seuil d'audition en dB HL aux fréquences 500 Hz, 1000 Hz et 2000 Hz dégradé par le bruit composé

min : seuil d'audition minimal en dB HL aux fréquences 500 Hz, 1000 Hz et 2000 Hz sans dégradation



Résultats obtenus sur l'audiométrie au casque

Le niveau du bruit composé a été mesuré lors de l'audiométrie tonale liminaire au casque TDH 39. Les sujets testés sont les suivants : Monsieur V, Monsieur W, Monsieur Y et Monsieur Z. Les résultats des audiométries sont relevés dans le **tableau 1**.

La dégradation moyenne de la PTM de ces huit oreilles est de 5,3 dB HL. Le niveau du bruit composé moyen qui induit cette dégradation est de 40 dB_A.

Résultats obtenus sur l'audiométrie en conduction osseuse

Le niveau du bruit composé a été mesuré lors de l'audiométrie tonale

liminaire en conduction osseuse. Les sujets testés sont les suivants : Monsieur V, Monsieur W, Madame X, Monsieur Y et Monsieur Z. Les résultats des audiométries sont relevés dans le **tableau 2**.

La dégradation moyenne obtenue de la PTM de ces dix oreilles est de 5,5 dB HL. Le niveau du bruit composé moyen qui induit cette dégradation est de 34,5 dB_A.

Résultats obtenus sur l'audiométrie en champ libre

Le niveau du bruit composé a été mesuré lors de l'audiométrie tonale liminaire en champ libre. Les sujets testés sont les suivants : Monsieur V, Monsieur W, Madame X, Monsieur Y et Monsieur Z. Les résultats des audiométries sont relevés dans le **tableau 3**.

Sujet	Test	Oreille Droite					Oreille Gauche				
		250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
Monsieur V	seuil d'audition minimal	-10	-8	-10	0	-10	4	5	-4	-2	-1
	PTM (dB HL)	-6,0					-0,3				
	seuil d'audition dégradé	-10	2	-5	1	-10	9	8	0	9	-1
	PTM (dB HL)	-0,7					5,7				
	dégradation de la PTM de	5,3 dB HL					6 dB HL				
Monsieur W	seuil d'audition minimal	-10	3	-3	-2	-2	-10	-2	-1	3	-10
	PTM (dB HL)	-0,7					0,0				
	seuil d'audition dégradé	-1	7	0	10	10	3	7	1	10	-5
	PTM (dB HL)	5,7					6,0				
	dégradation de la PTM de	6,4 dB HL					6 dB HL				
Madame X	seuil d'audition minimal	-5	5	2	-6	-10	-4	-3	0	2	-1
	PTM (dB HL)	0,3					-0,3				
	seuil d'audition dégradé	-1	8	6	2	-8	10	10	3	4	3
	PTM (dB HL)	5,3					5,7				
	dégradation de la PTM de	5 dB HL					6 dB HL				
Monsieur Y	seuil d'audition minimal	-8	-10	-8	-1	-10	3	-8	-9	-1	-10
	PTM (dB HL)	-6,3					-6,0				
	seuil d'audition dégradé	-2	-6	-4	6	-9	4	-6	-4	7	-5
	PTM (dB HL)	-1,3					-1,0				
	dégradation de la PTM de	5 dB HL					5 dB HL				
Monsieur Z	seuil d'audition minimal	-5	2	-10	-10	-5	-4	-1	-7	-4	-10
	PTM (dB HL)	-6,0					-4,0				
	seuil d'audition dégradé	2	2	-4	-2	2	-1	6	-2	0	-7
	PTM (dB HL)	-1,3					1,3				
	dégradation de la PTM de	4,7 dB HL					5,3 dB HL				
PTM des 10 oreilles 5,5 dB HL											

Tableau 2 : Dégradation de la PTM de 5 dB HL au cours de l'audiométrie tonale liminaire pratiquée à l'aide de l'ossvibrateur

Sujet	Test	Oreille Droite							Oreille gauche						
		125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz	125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz
Monsieur V	seuil d'audition minimal	1	-1	2	-4	4	-2	-6	1	-1	4	-5	-5	5	-10
	PTM (dB HL)	0,7							-2,0						
	seuil d'audition dégradé	8	6	8	2	7	-1	-3	10	5	9	1	0	9	-10
	PTM (dB HL)	5,7							3,3						
dégradation de la PTM de		5 dB HL							5,3 dB HL						
Monsieur W	seuil d'audition minimal	0	1	4	2	0	0	2	-1	3	0	0	-3	-3	1
	PTM (dB HL)	2,0							-1,0						
	seuil d'audition dégradé	13	13	14	7	1	-3	2	13	16	12	4	0	-2	4
	PTM (dB HL)	7,2							5,3						
dégradation de la PTM de		5,2 dB HL							6,3 dB HL						
Monsieur Y	seuil d'audition minimal	5	4	3	0	1	-4	-4	9	7	3	-6	-4	-5	6
	PTM (dB HL)	1,3							-2,3						
	seuil d'audition dégradé	11	11	13	4	2	-2	-4	13	12	11	0	-2	-3	7
	PTM (dB HL)	6,3							3,0						
dégradation de la PTM de		5 dB HL							5,3 dB HL						
Monsieur Z	seuil d'audition minimal	-4	-7	-4	-8	-11	-6	0	-1	-5	-5	-6	-1	2	-2
	PTM (dB HL)	-7,7							-4,0						
	seuil d'audition dégradé	0	4	8	-7	-9	-3	3	3	6	6	-2	-1	6	-1
	PTM (dB HL)	-2,7							1,0						
dégradation de la PTM de		5 dB HL							5 dB HL						
PTM des 8 oreilles 5,3 dB HL															

Tableau 1 : Dégradation de la PTM de 5 dB HL au cours de l'audiométrie tonale liminaire pratiquée à l'aide du casque



La dégradation moyenne de la PTM binaurale de ces dix oreilles est de 5,7 dB HL. Le niveau du bruit composé moyen qui induit cette dégradation est de 30,6 dB_A.

La **figure 9** présente les trois niveaux de bruit de fond en dB_A qui entraînent une dégradation de la PTM de 5 dB HL sur l'audiométrie tonale liminaire au casque, au vibreur et en champ libre.

On peut noter, comme pour les normes ISO 8253-1 et ISO 8253-2, que le niveau de bruit de fond en dB_A est plus faible pour l'audiométrie en champ libre que l'audiométrie au vibreur et celle au casque.

En effet, l'audiométrie au casque bénéficie de l'atténuation des écouteurs supra-auraux. L'audiométrie pratiquée à l'aide de l'ossivibrateur stimule l'oreille interne par le biais de vibrations acoustiques transmises à travers la peau et le crâne. La peau amortit les vibrations. Une force suffisante délivrée par le vibreur (en Newtons) est nécessaire pour stimuler le sujet. La peau joue en quelque sorte, comme le casque, un rôle d'atténuateur. On peut comprendre que lors de l'audiométrie en champ libre pratiquée avec les oreilles nues, le niveau de bruit de fond en dB_A requis doit être au plus bas, en effet aucun moyen de protection (système d'atténuation) ne lui est associé.

Impact d'un bruit de fond de 40 dB_A sur les courbes audiométriques

L'expérience suivante a permis de déterminer la valeur de la dégradation de la PTM, selon les trois différentes audiométries, avec un niveau de bruit de fond de 40 dB_A.

Le décret n°85-590 du 10 Juin 1985 ⁷ fixe les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste. La cabine insonorisée doit avoir un volume utile minimum de 15 m³. Le niveau de bruit de fond ne doit pas dépasser 40 dB_A exprimé en niveau constant équivalent sur une durée de mesure d'une heure. D'autre part, le temps de réverbération dit T_R, ne doit pas être supérieur à 0,5 seconde à la fréquence de 500 Hz.

Les expériences menées ont révélé que ce niveau de bruit de fond de 40 dB_A restait tout de même assez élevé dans la réalisation des audiométries pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL et que les

cabines classiques d'audiométrie pourrait donc assurer ce niveau minimum de bruit de fond.

Contrairement à l'expérience précédente, le raisonnement est inverse. On essaie de déterminer le niveau de la dégradation de la PTM en dB HL engendrée par un bruit de fond de 40 dB_A, énoncé par le décret n°85-590 du 10 juin 1985 dans les trois types d'audiométrie tonale liminaire au casque, au vibreur et en champ libre. Le protocole d'essai utilisé est le même que celui mis en place dans la dernière expérience. La différence étant que, dans ce cas, le bruit composé émis est de 40 dB_A.

Le curseur du logiciel Windows Media Player est positionné de tel sorte que le bruit rose émis par le haut-parleur Klein+Hummel O110 engendre dans la cabine un niveau de bruit composé de 40 dB_A mesuré par le microphone faible bruit B&K de type 4179. Les trois mesures du bruit composé par bandes de tiers d'octave sont enregistrées par le logiciel dBFA.

L'étude est menée uniquement sur un sujet, Monsieur V, soit sur deux oreilles différentes. Le bruit composé moyen de 40,2 dB_A, donc proche de 40 dB_A, est calculé à partir des trois mesures réalisées.

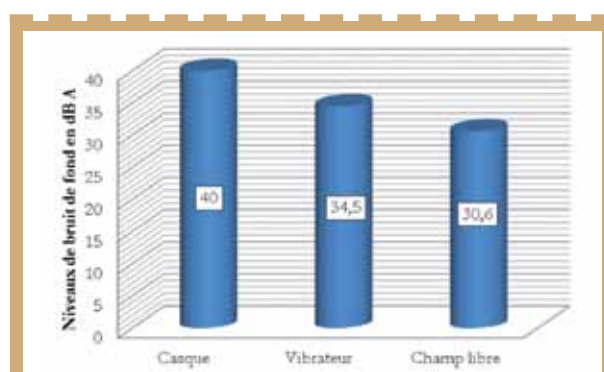


Figure 9 : Niveaux de bruit de fond en dB_A de la cabine insonorisée entraînant une dégradation de la PTM de 5 dB HL sur l'audiométrie tonale liminaire au casque, au vibreur et en champ libre

Sujet	Test	Test binaural						
		125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz
Monsieur V	seuil d'audition minimal	0	-4	3	-3	4	1	-10
	PTM (dB HL)	1,3						
	seuil d'audition dégradé	3	-2	3	6	12	4	-10
	PTM (dB HL)	7,0						
Monsieur W	dégradation de la PTM de	5,7 dB HL						
	seuil d'audition minimal	3	-2	3	1	4	4	-5
	PTM (dB HL)	2,7						
	seuil d'audition dégradé	3	4	8	8	10	6	-4
Madame X	PTM (dB HL)	8,7						
	dégradation de la PTM de	6 dB HL						
	seuil d'audition minimal	-5	-6	3	5	4	6	-10
	PTM (dB HL)	4,0						
Monsieur Y	seuil d'audition dégradé	2	-1	11	10	9	11	-9
	PTM (dB HL)	10,0						
	dégradation de la PTM de	6 dB HL						
	seuil d'audition minimal	-3	-4	0	0	0	4	-10
Monsieur Z	PTM (dB HL)	0,0						
	seuil d'audition dégradé	0	-3	2	9	5	6	-9
	PTM (dB HL)	5,3						
	dégradation de la PTM de	5,3 dB HL						
Monsieur Z	seuil d'audition minimal	-4	-9	-6	-4	-1	2	-10
	PTM (dB HL)	-3,7						
	seuil d'audition dégradé	-1	-5	0	2	4	6	-10
	PTM (dB HL)	2,0						
PTM binaurale des 5 sujets de 5,7 dB HL		5,7 dB HL						

Tableau 3 : Dégradation de la PTM binaurale de 5 dB HL au cours de l'audiométrie tonale liminaire pratiquée en champ libre



Les résultats des audiométries sont relevés dans le **tableau 4** :

- Monsieur V présente une dégradation de la PTM de 3,4 dB HL sur l'oreille droite et de 2 dB HL sur l'oreille gauche au cours de l'audiométrie tonale liminaire au casque, soit une moyenne de 2,7 dB HL.
- Monsieur V présente une dégradation de la PTM de 7,3 dB HL sur l'oreille droite et de 7,3 dB HL sur l'oreille gauche au cours de l'audiométrie tonale liminaire au vibreur, soit une moyenne de 7,3 dB HL.
- Monsieur V présente une dégradation de la PTM binaurale de 12 dB HL au cours de l'audiométrie tonale liminaire en champ libre.

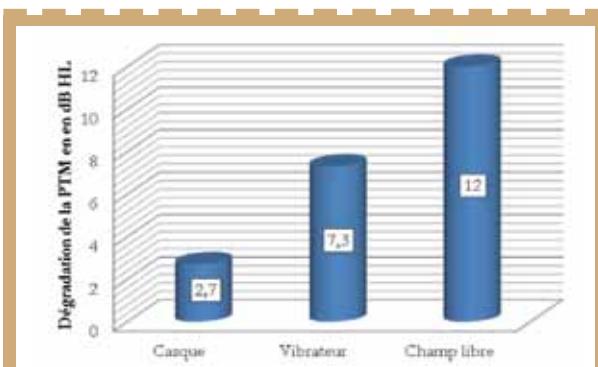


Figure 10 : Dégradation de la PTM sur l'audiométrie tonale liminaire au casque, au vibreur et en champ libre induite par un niveau de bruit de fond de la cabine insonorisée de 40 dB_A

Un niveau de bruit de fond de 40 dB_A reste assez élevé, il peut induire une dégradation de la PTM dans l'audiométrie tonale liminaire en champ libre pouvant aller jusqu'à 12 dB HL. Ce critère peut faire basculer l'audioprothésiste dans le choix de l'appareillage ou non d'un patient inhabilité à pratiquer une audiométrie tonale liminaire au casque tel que les enfants.

Une audition normale ou subnormale est caractérisée par une Perte Tonale Moyenne comprise entre -10 dB HL et 20 dB HL alors qu'une

déficience auditive légère est caractérisée par une Perte Tonale Moyenne comprise entre 21 dB HL et 40 dB HL⁸.

Le choix du type d'appareil peut également être tronqué, car dépendant du type de déficience auditive légère, moyenne, sévère ou profonde.

Audiométrie tonale liminaire des patients malentendants

Les patients malentendants présentent une déficience auditive supérieure à 21 dB, selon la recommandation 02/1 bis du Bureau International d'Audiophonologie. Dans le cas de la réalisation d'une audiométrie sur des sujets malentendants, pour un seuil d'audition minimal de 20 dB HL, une valeur de 20 dB est donc à ajouter aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles.

En effet, les normes ISO 8253-1 et 8253-2 présentent les niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles établis sur une base de mesure du niveau liminaire d'audition minimal de 0 dB HL. Pour des mesures du niveau liminaire d'audition supérieur à 0 dB HL, il convient d'ajouter aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles, le niveau liminaire d'audition minimal à mesurer.

De part le calcul, on obtient :

- un niveau de bruit de 63,2 dB_A associé à la norme ISO 8253-1 concernant l'audiométrie tonale liminaire au casque,
- un niveau de bruit de 48,5 dB_A associé à la norme ISO 8253-1 concernant l'audiométrie tonale liminaire au vibreur,
- un niveau de bruit de 39,6 dB_A associé à la norme ISO 8253-2 concernant l'audiométrie tonale liminaire en champ libre.

Les différents niveaux de bruit en dB_A associés aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles au casque, au vibreur et en champ libre sont représentés à la **figure 11**.

Le niveau du bruit de fond le plus faible à ne pas dépasser est celui de la norme ISO 8253-2 associé à l'audiométrie tonale liminaire en champ libre de 39,6 dB_A. Ce niveau correspond étroitement au

Audiométrie tonale liminaire au casque															
Sujet	Test	Oreille Droite							Oreille gauche						
		125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz	125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz
Monsieur V	seuil d'audition minimal	-1	-3	-2	-5	-1	-2	-10	-2	-4	1	-4	-5	4	-10
	PTM (dB HL)	-2,7							-2,7						
	seuil d'audition dégradé	-1	-1	3	-2	1	0	-7	7	4	4	-1	-5	4	-10
	PTM (dB HL)	0,7							-0,7						
	dégradation de la PTM de	3,4 dB HL							2 dB HL						
PTM des 2 oreilles 2,7 dB HL															

Audiométrie tonale liminaire au vibreur											
Sujet	Test	Oreille Droite					Oreille Gauche				
		250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
Monsieur V	seuil d'audition minimal	-12	-4	-11	0	-16	1	2	-4	-1	-8
	PTM (dB HL)	-5					-1				
	seuil d'audition dégradé	-8	5	-3	5	-8	1	5	6	8	-5
	PTM (dB HL)	2,3					6,3				
	dégradation de la PTM de	7,3 dB HL					7,3 dB HL				
PTM des 2 oreilles 7,3 dB HL											

Audiométrie tonale liminaire en champ libre								
Sujet	Test	Test binaural						
		125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz
Monsieur V	seuil d'audition minimal	0	-6	0	-2	3	0	-12
	PTM (dB HL)	0,3						
	seuil d'audition dégradé	11	5	14	8	15	12	-12
	PTM (dB HL)	12,3						
	dégradation de la PTM de	12 dB HL						

Tableau 4 : Différentes dégradations de la PTM en dB HL au cours de l'audiométrie tonale liminaire pratiquée à l'aide du casque, de l'ossiblateur et en champ libre



niveau de bruit de fond, établi par le décret n°85-590 du 10 juin 1985, de 40 dB_A.

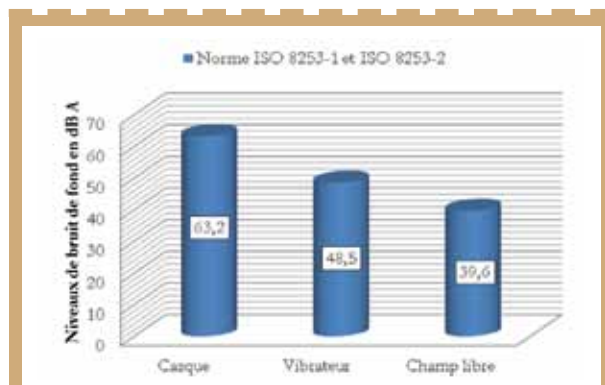


Figure 11 : Niveaux de bruit en dB_A associé aux niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles au casque, au vibreur et en champ libre pour un seuil d'audition minimal de 20 dB HL.

L'audiométrie tonale liminaire est réalisée en général sur des patients malentendants. Dans ce type de cas, le niveau du bruit de fond de la cabine audiométrique de 40 dB_A n'a aucune influence sur les audiométries tonales liminaires au casque, au vibreur et en champ libre pour un seuil d'audition minimal de 20 dB HL.

Néanmoins, l'audioprothésiste est amené à pratiquer des audiométries tonales liminaires sur des sujets acouphéniques qui ne présentent pas nécessairement de perte d'audition. La fréquence de l'acouphène, caractérisée par un scotum, peut se situer sur les fréquences aiguës, telle que la fréquence 6 000 Hz. Cette fréquence n'a aucun impact sur la Perte Tonale Moyenne. De ce fait, l'audioprothésiste pratique des audiométries tonales liminaires sur des patients normoentendants.

5 Conclusion

Il y a nécessairement un impact du niveau du bruit de fond de 40 dB_A sur les courbes audiométriques réalisées sur des patients normoentendants. L'impact se fait ressentir plus particulièrement sur l'audiométrie tonale liminaire au vibreur et en champ libre, pour un seuil d'audition minimal de 0 dB HL.

Les niveaux de bruit de fond en dB_A d'une cabine classique d'audiométrie qui entraînent une dégradation de la PTM de 5 dB HL sur l'audiométrie tonale liminaire au casque, au vibreur et en champ libre sont respectivement de 40 dB_A, 34,5 dB et seulement de 30,6 dB_A.

Un niveau de bruit de fond de 40,2 dB_A entraîne, au cours de l'audiométrie tonale liminaire au casque, une dégradation de la PTM de 2,7 dB HL et au cours de l'audiométrie tonale liminaire au vibreur, une dégradation de la PTM de 7,3 dB HL. En outre, ce même niveau de bruit induit, au cours de l'audiométrie tonale liminaire en champ libre, une dégradation de la PTM binaurale de 12 dB HL.

L'audioprothésiste ne connaît pas au préalable la perte d'audition de son patient, il serait donc plus rigoureux de bénéficier d'un niveau de bruit de fond de la cabine audiométrique le plus bas possible, pour éviter de possibles influences du bruit de fond sur les mesures audiométriques.

Le niveau du bruit de fond à ne pas dépasser de 40 dB_A est régi

par le décret n°85-590 du 10 juin 1985. Le Précis d'Audioprothèse estime que cette valeur est très excessive et suggère que le niveau de bruit de fond à ne pas dépasser soit de 30 dB_A⁹.

Ce type de cabine reste très difficile à réaliser. La cabine insonorisée doit être positionnée sur un sol très stable possédant une masse surfacique importante. La cabine audiométrique ne doit avoir aucune surface de contact avec une paroi sonore (cage d'escalier ou d'ascenseur...). Les fréquences graves possédant une grande longueur d'onde, transmises par conduction solidienne, restent les bruits les plus difficiles à éliminer¹⁰.

6 Remerciements

Je tiens à remercier chaleureusement Monsieur Joël Ducourneau pour son aide, ses conseils avisés et sa disponibilité tout au long de la réalisation de ce travail.

Je remercie également Monsieur Nicolas Trompette pour sa collaboration à l'élaboration de ce mémoire.

Je remercie vivement l'ensemble des sujets de cette étude, pour leur patience et leur participation aux tests.

Enfin, je remercie les membres du Collège National d'Audioprothèse de l'intérêt qu'ils ont porté à cette étude.

7 Bibliographie

1. Acoustique, Méthodes d'essais audiométriques, Partie 1 : Audiométrie liminaire fondamentale à sons purs en conduction aérienne et en conduction osseuse, Norme NF EN ISO 8253-1, Avril 1999, p. 13-14 ; Partie 2 : Audiométrie en champ acoustique avec des sons purs et des bruits à bande étroite comme signaux d'essais, Norme NF EN ISO 8253-2, Avril 1999.
2. Site internet : <http://www.bksv.fr/Products/transducers/acoustic/microphones/microphone-cartridges/4179.aspx?tab=overview> : Site du fabricant B&K, date de consultation Août 2013.
3. Site internet : <http://www.bksv.fr/Products/transducers/acoustic/microphones/preamplifiers/2660.aspx?tab=overview> : Site du fabricant B&K, date de consultation Août 2013.
4. Site internet : http://www.acoustic1.co.uk/equipment/environment/docs/gb_dbbati32_laboratory.pdf : Site du fabricant 01 dB-METRAVIB, date de consultation Août 2013.
5. Acoustique, Distribution statistique des seuils d'audition en fonction de l'âge, Norme NF EN ISO 7029, Août 2000.
6. Site internet : http://www.neumann-kh-line.com/neumann-kh/home_en.nsf/root/prof-monitoring_discontinued-monitors_studio-products_0110# : Site du fabricant Neumann, date de consultation Août 2013.
7. Décret n°85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste.
8. Site internet : <http://www.biap.org/fr/recommandations/65-ct-2-classification-des-surdites/5-recommandation-biap-021-bis> : Site du Bureau International d'Audiophonologie, Recommandation BIAP 02/1 bis, date de consultation Août 2013.
9. Précis d'audioprothèse Tome 1, L'appareillage de l'adulte, Le bilan d'orientation prothétique, édition du Collège National d'Audioprothèse 1997, p. 55, p. 87.
10. Site internet : <http://www.sfaudiologie.fr/Drupal/sites/default/files/GBPAA.pdf> : Site de la Société Française d'Audiologie, Guide des Bonnes Pratiques en Audiométrie de l'Adulte, Audiométrie fondamentale, date de consultation Août 2013, p. 9, p. 5.

Métier et Technique

Prise en charge de l'enfant déficient auditif par prothèse auditive



Introduction

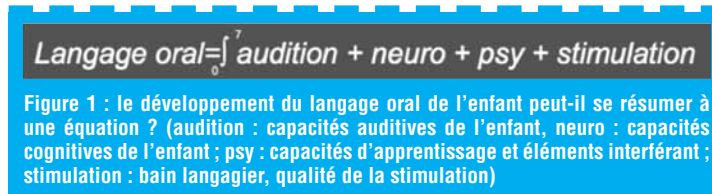
L'appareillage de l'enfant déficient auditif est réputé difficile. Cet article revient sur les points principaux du rôle de l'ORL dans la prise en charge de l'enfant déficient auditif bilatéral. La partie « prothétique » sera abordée dans le prochain numéro.

Pourquoi appareiller un enfant déficient auditif et quand ?

Une déficience auditive bilatérale de l'enfant va entraîner un retard de langage et de parole. En effet, l'enfant apprend à parler en apprivoisant les sons de la parole, en les mémorisant, en les organisant, en les restituant avec de multiples corrections permettant l'établissement d'une parole bien articulée et bien construite, reflet d'une langue orale élaborée. Il existe une période critique de développement du langage, allant globalement de 12 mois de vie à 7 ans. Avant se situent les étapes du prélangage ; au-delà, les acquisitions restent possibles, mais avec plus de difficultés, à l'image des facilités d'apprentissage des langues étrangères qui diminuent avec l'âge. Tout ceci est résumé dans le terme de qualité de la boucle audio-phonatoire, point clef du projet audio-phonatoire.

Le langage oral est donc influencé par quatre facteurs : la qualité du canal auditif, l'absence de troubles neuropédiatriques influençant l'apprentissage du langage (problèmes cognitifs essentiellement), l'absence de troubles des apprentissages d'origine comportementale (ou pédopsychiatrique selon les habitudes de langage), et la qualité de stimulation de l'enfant. L'équation en figure 1 résume tout cela.

S'assurer de la qualité du canal auditif est le pilier du projet audio-phonatoire, et ce le plus tôt possible afin de fournir à l'enfant une audition utile permettant d'effectuer ses étapes de prélangage et de développement du langage le plus natu-



rellement possible. Cela suppose globalement d'avoir un moyen de réhabilitation du canal auditif optimal à partir de l'âge de 9 mois. Compte tenu des délais d'adaptation, de réglages, d'évaluation des prothèses auditives, cela suppose un début d'appareillage avant 6 mois de vie pour toute surdité profonde ou sévère bilatérale, les étapes de prélangage et de découverte du monde sonore pouvant se réaliser avec une déficience moyenne en particulier du groupe 1. On retrouve ainsi le texte des recommandations de l'HAS¹ « Une procédure d'appareillage à l'aide d'appareils conventionnels d'amplification est recommandée dans les 3 mois qui suivent le diagnostic, pour tout enfant présentant une surdité bilatérale permanente dont le seuil auditif est supérieur à 40 dB HL. Ce délai peut cependant être allongé jusqu'à 6 mois lorsque le diagnostic a été posé avant l'âge de 6 mois, notamment s'il s'agit d'une surdité moyenne. »

Quelles données doit fournir l'ORL à l'audioprothésiste pour appareiller un enfant ?

L'idéal est de fournir un seuil fréquence par fréquence, pour chaque oreille en conduction aérienne et osseuse, avec éventuellement un seuil d'inconfort, avec un diagnostic étiologique précis, et une définition des co-facteurs, à savoir les facteurs d'ordre neurologique, comportemental, ou environnemental pouvant influencer la prise en charge de la déficience auditive de l'enfant.

Tous ces éléments sont disponibles quand l'enfant grandit, mais parfois non disponibles chez le très jeune enfant, car il est toujours plus facile de prédire le futur quand celui-ci est passé.

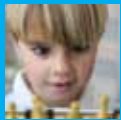
À la phase initiale du diagnostic, fournir un seuil auditif fréquence par fréquence pour chaque oreille repose sur des techniques objectives et subjectives. La faisabilité et la reproductibilité des épreuves subjectives ont été démontrées par des équipes spécialisées². En particulier, il est possible d'obtenir un seuil en conduction osseuse avec des évaluations comportementales chez le nourrisson à trois mois de vie ou avant. Toutefois, deux problèmes pratiques existent. L'état de développement de l'enfant (en particulier chez le jeune prématuré, chez l'enfant présentant des problèmes neuropédiatriques ou comportementaux) et/ou sa coopération (chez le nourrisson plus grand) limitent la faisabilité des techniques subjectives.

Par ailleurs, la diffusion (et l'accessibilité) de ces techniques d'examen reste limitée sur le territoire pour des raisons d'effet seuil permettant d'avoir une expertise, et pour des raisons de formation ou d'implication des ORL. Ce dernier point est en cours de correction grâce à la modification du parcours de formation initiale des ORL comportant maintenant 6 mois de stage obligatoire dans un secteur d'audiophonologie, et par les nombreuses actions de formations continues entreprises, mobilisant toujours plus de professionnels. Le problème de l'effet seuil ne pose pas de problème pour la réalisation des audiométries chez le jeune enfant, mais doit amener une réflexion organisationnelle pour l'audiométrie du très jeune nourrisson,

**Michel MONDAIN,
Fanny MERKLEN,
Jérôme KWAN-WING-SUM, Catherine BLANCHET**

**UAM d'ORL et
audiologie pédiatrique,
Département d'ORL,
CHU de Montpellier**

*Cet article fait partie d'un
ensemble de 3 articles
qui seront publiés dans
les Cahiers de l'Audition
n°4, n°5 et 6.*



> MÉTIER ET TECHNIQUE

en particulier entre 3 et 18 mois de vie.

Le recours aux explorations objectives reste donc incontournable. Les PEA permettent d'obtenir un seuil auditif sur les fréquences 2-4 kHz avec fiabilité sauf dans les cas de prématurité importante, de neuropathie isolée ou dans un cadre de handicap neurologique lourd. L'avènement des ASSR a permis d'améliorer l'évaluation objective des seuils auditifs à 500, 1000, 2000 et 4000 Hz dans un grand nombre de cas, avec toutefois une évaluation qui reste une approximation statistique. Il est donc possible de fournir des renseignements chiffrés pour régler les prothèses auditives très tôt, en gardant à l'esprit les possibilités d'erreur, essentiellement les cas d'otite séreuse aggravant un seuil auditif, les cas de surdité fluctuante, les cas de neuropathie auditive ou de problème neurologique associés qui peuvent perturber les explorations objectives.

Les résultats doivent être analysés en tenant compte des tests subjectifs et des dires des parents ; l'amplification doit donc être rapidement progressive en tenant compte de ces paramètres pour ne pas induire une intolérance à l'appareillage sur défaut ou excès d'amplification. La disponibilité des PEA chez les ORL est excellente, mais nécessite un sommeil de l'enfant pour avoir des tests fiables : il est plus facile de tester un nourrisson de un ou deux mois qu'un nourrisson de 12 mois ; il faut donc la mise en place de filières rapides de diagnostic en cas de dépistage néonatal évoquant un doute auditif. L'ASSR est encore peu diffusé, mais devrait être rapidement plus accessible.

En parallèle de ces informations chiffrées, les conditions anatomiques locales doivent être précisées, en particulier en cas de syndrome malformatif type aplasie d'oreille, ainsi que tout problème d'oreille moyenne associé. Enfin, un dialogue doit exister entre l'ORL et l'audioprothésiste en particulier sur les informations concernant l'étiologie de la surdité, les états pathologiques associés de l'enfant, la prise en charge éducative, rééducative de l'enfant, et en général son environnement.

Quel appareillage pour quel enfant ?

Le choix de l'appareillage va être guidé par deux paramètres principaux : la possibilité d'appareillage pour raisons anatomiques et la possibilité d'amplification utile (cf infra).

Une absence de conduit auditif avec une

conduction osseuse exploitable implique l'utilisation d'une conduction osseuse, faite idéalement dès le plus jeune âge via un bandeau d'oreille ou un serre tête, permettant le port d'un système Cochlear, Ponto ou Bruckhoff. Ce système sera ensuite stabilisé par une transmission transcutanée (pilier classique) ou par une transmission percutanée par radiofréquences, le type d'appareillage utilisé étant déterminé par les conditions anatomiques locales. Cette approche en conduction osseuse peut aussi être proposée en cas de situations anatomiques défavorables, comme des conduits sténosés ou instables, en cas de surdité mixtes à part transmissionnelle prépondérante, ou en cas d'impossibilité d'appareillage sur conque non rétentive ou autre.

La plupart des appareillages pédiatriques sont réalisés en conduction aérienne. La croissance du conduit auditif externe amène à utiliser un embout avec un contour d'oreille, permettant de réaliser régulièrement le nouvel embout avec la croissance afin d'éviter tout effet Larsen pouvant amener à réduire le gain prothétique. Dans certains cas et chez le grand enfant, sous réserve d'une possibilité d'amplification suffisante, des appareils en intra-conduit peuvent être proposés. La tenue de la tête doit être acquise pour permettre l'appareillage binaural, expliquant la possibilité d'appareils déportés avant l'âge de six mois. L'adaptation prothétique est binaurale et stéréophonique dans la majorité des cas. Le port régulier des aides auditives est recherché. Les parents doivent être informés des bénéfices que l'enfant peut retirer de son appareillage. Une éducation prothétique est entreprise expliquant l'entretien des aides auditives, et les conseils concernant leur utilisation.

L'appareillage va être adapté selon les données audiolinguistiques fournies avec un gain cible utilisant des prescriptions de gain éventuellement adaptées à l'âge de l'enfant ; cependant, c'est l'ajustement du gain et de l'embout à chaque enfant qui permet d'optimiser une prothèse.

Quel suivi pour les enfants appareillés ?

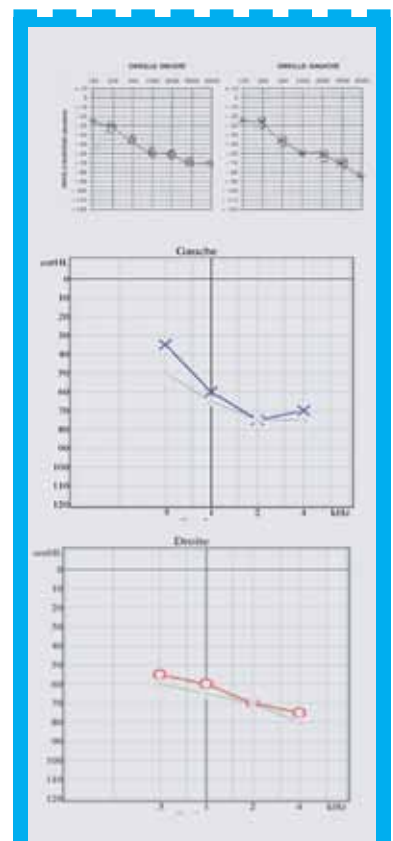
Il n'existe pas de recommandations sur le rythme de suivi.

Dans les mois qui suivent l'appareillage, nous proposons que l'ORL voit l'enfant tous les un ou deux mois le temps de montée en charge de l'amplification ; cela peut être rapide en cas d'enfant âgé ou de déficience auditive moyenne, cela

peut être plus long en cas de déficience auditive sévère bilatérale chez un jeune nourrisson. Cela permet d'affiner et de comparer les évaluations audiométriques subjectives de l'ORL et de l'audioprothésiste, et de voir si l'enfant a un gain prothétique en audiométrie tonale satisfaisant, c'est à dire entre 30 et 40 dB HL sur les fréquences conversationnelles sur la meilleure des deux oreilles. Si cela ne peut techniquement pas être atteint grâce aux prothèses conventionnelles même surpuissantes, la question d'une implantation cochléaire doit se discuter.

Ensuite, l'enfant est revu régulièrement par l'ORL, deux fois par an en dessous de l'âge de six ans afin de vérifier la stabilité de l'audition et de dépister un problème d'oreille moyenne associé (d'où la fréquence semestrielle pour voir l'enfant en période hivernale). Le suivi se fait généralement une fois par an au-delà de l'âge de six ans, sauf cas particuliers (otites séreuses persistantes, surdités rapidement évolutives ou fluctuantes).

Durant ces consultations, l'ORL doit se poser 2 questions :



Exemple d'audiométrie objective obtenue par ASSR (en haut, les résultats de l'audiométrie tonale ; en bas les seuils audiométriques obtenus par ASSR).



- l'enfant entend-t-il (audiométrie tonale en condition appareillée - cf supra) ?
- L'enfant comprend-t-il par le canal auditif (appréciation de l'intelligibilité de la parole perçue à 60dB dans le silence sans lecture labiale en liste mono ou bisyllabique, avec collaboration possible de l'audioprothésiste ou de l'orthophoniste) ? Une mauvaise intelligibilité de la parole perçue avec un gain prothétique correct en audiométrie tonale (avec une prothèse surpuissante bien réglée) doit faire poser la question d'une neuropathie auditive, mais surtout la question d'une implantation cochléaire. En pratique, un enfant doit comprendre un minimum de 50% lors de la réalisation de tests d'audiométrie vocale adaptés à l'âge de l'enfant (ce score de mots bisyllabiques prononcés à 60 dB sans lecture labiale dans le silence correspond à un score de 60% avec des mots monosyllabiques).

Si la perception auditive et la compréhension auditive est bonne, l'ORL doit vérifier

l'acquisition du langage ; si celle-ci est problématique, il doit analyser les facteurs possibles : problème associé (neurologique, comportemental, trouble des apprentissages, problème d'environnement au sens large) ou variation de l'évaluation auditive, en particulier la possibilité d'une audition fluctuante, et donc d'une variation du gain prothétique.

Cette analyse sera permise à l'ORL uniquement par les résultats de l'enquête étiologique conjointe, par le recueil d'informations sur l'enfant provenant des équipes médicales, rééducatives et éducatives s'occupant de l'enfant.

Les points importants

Le but de l'appareillage auditif de l'enfant déficient auditif est de restaurer un canal auditif aussi bon que possible pour permettre le développement du langage oral de l'enfant et lui donner les moyens d'une scolarité épanouie, permettant

ensuite d'avoir une autonomie lors de la vie adulte. L'appareillage doit être le plus précoce possible, adapté, selon les informations comparées des professionnels intervenant chez l'enfant : ORL, audioprothésiste, orthophoniste, mais aussi tous les professionnels du secteur médical, médico-social, ou éducatif associés. Se poser en permanence la question de l'optimisation prothétique à chaque étape de la prise en charge de l'enfant permet de donner toutes ses chances à l'enfant.

Références

1. Surdité de l'enfant : accompagnement des familles et suivi de l'enfant de 0 à 6 ans, Recommandations de bonne pratique, HAS, décembre 2009, 44p.
2. Delaroch  M, Thiebaut R, Dauman R. : Behavioralaudiometry: protocols for measuringhearingthresholds in babies aged 4-18 months.Int J PediatrOtorhinolaryngol. 2004;68:1233-43.



ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

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

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

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



**A partir de 25 /an
CONTRAT
PARTENAIRES***

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

SARL au capital de 1.800.000 à RCS Ch mont 451 620 298
N  ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>



Cas clinique

Le bilan d'orientation prothétique de l'ingénieur du son

Yves LASRY

Audioprothésiste D.E.,
Nantes
yves.lasry@
biosoundsystem.com



Le premier rendez-vous chez l'audioprothésiste est une étape primordiale dans la réussite de l'appareillage. Lors de cette prise de contact, le patient relate, au fil de nos questions, l'histoire de son audition. Il nous en précise les conséquences en terme de vie sociale, de confort, et aborde de plus en plus souvent son univers professionnel. En intégrant l'ensemble de ces éléments, l'audioprothésiste doit souvent « ajuster » son discours et « adapter » son vocabulaire s'il veut être sûr d'être parfaitement compris. S'il s'agit le plus souvent de rendre abordables les éléments techniques qu'intègrent les aides auditives (canaux, amplification non linéaire, microphones directionnels) et les systèmes de mesure d'efficacité (mesure in vivo, audiométries tonale et vocale), ce n'est toutefois pas toujours le cas, notamment si votre patient est...ingénieur du son.

Anamnèse

Pierre a 40 ans. Il est ingénieur du son. Il installe et calibre des systèmes multi haut-parleurs chez des particuliers et enregistre régulièrement de la musique dans son home studio avec ses amis musiciens.

Je l'ai rencontré dans un cadre extra-professionnel il y a quelques mois. Il semblait alors ravi de parler à un audioprothésiste et m'avait indiqué souffrir d'une surdité légère à droite sur les sons graves, ce qui semblait tout à fait insuffisant pour justifier un appareillage selon son médecin ORL.

Intrigués par les connections inhérentes à nos deux professions, nous proposons de nous voir au laboratoire pour parler des technologies proposées par les aides auditives, étudier plus précisément son audi-

tion à droite, et pourquoi pas réaliser une audiométrie tonale au dB près pour estimer plus précisément ses capacités auditives.

Ce jour là, j'en apprendrais bien plus sur lui et sur son audition. Il me présente un historique très précis de ses audiogrammes et j'y découvre contre toute attente une surdité gauche tout à fait appréciable et une audition normale à droite. Il m'explique alors que cette hypoacousie gauche remonte à deux ans, qu'elle est la conséquence de deux épisodes de surdité brutale et qu'elle s'accompagne d'acouphènes type bruit blanc et sans doute un peu d'hyperacousie, car il ne supporte plus les bruits du quotidien. Je m'étonne du fait qu'il n'ait pas abordé au préalable cette baisse auditive à gauche et il m'explique qu'il en a fait le deuil et que la priorité pour lui aujourd'hui est d'optimiser son audition à droite qui commence à décliner.

Audiométries

L'audiométrie tonale réalisée au casque indique une audition quasiment normale à droite, l'ensemble des signaux mesurés étant situés entre 0 et 20 dB HL. L'oreille gauche présente une surdité de perception légère à laquelle s'ajoute un faible facteur transmissionnel. Cette hypoacousie est davantage marquée sur les fréquences graves qui ne sont perçues qu'à partir de 55 dB HL tandis que les fréquences médiums-aigües le sont à partir de 30 dB HL.

L'audiométrie vocale, réalisée dans le silence, est corrélée à l'audiométrie tonale aussi bien à droite qu'à gauche.

L'audiométrie vocale dans le bruit est quant à elle quelque peu altérée, mais Pierre ne semble pas en souffrir puisque ce point n'a pas été spécifiquement abordé à son niveau lors de l'anamnèse. (Figure 1)

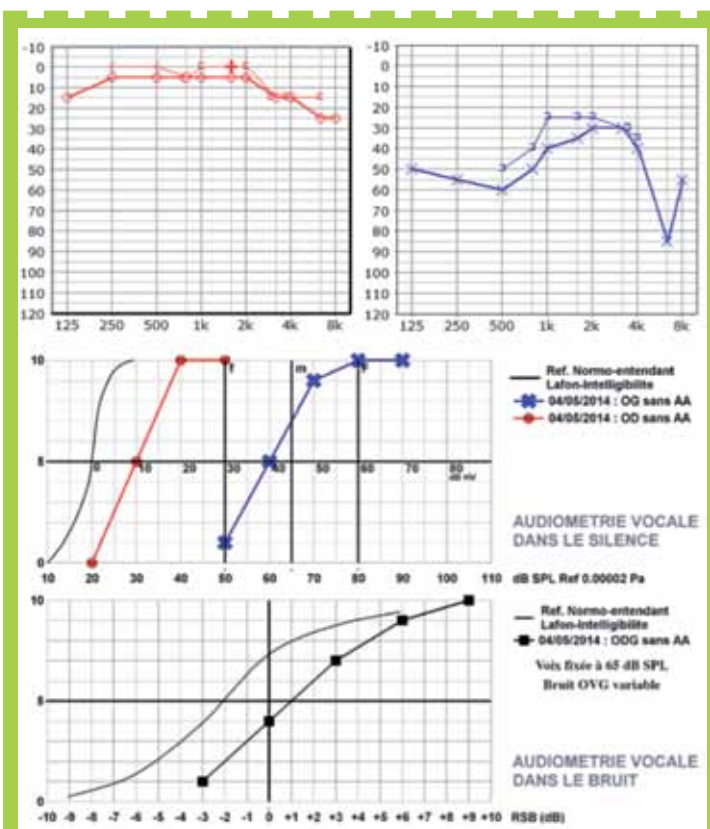


Figure 1



Tests complémentaires

En complément des ces tests classiques, nous avons réalisé à l'aide du logiciel « Distorsions » une audiométrie automatique de BEKESY à gauche avec une vitesse de balayage de 30 secondes par octave. Celle-ci n'indique pas de scotome particulier et aucun lien n'a pu être établi avec l'acouphène de Pierre. Cela semble logique puisque celui-ci a été décrit comme un bruit blanc et non comme un son pur. L'absence de micro-écriture indique que s'il y a un recrutement, celui-ci reste modéré. (Figure 2)

Afin d'assurer une restauration optimale de l'audition binaurale en appareillant uniquement l'oreille gauche, nous étudions l'évolution de la sensation d'intensité à gauche, tout au long de la dynamique, à l'aide d'un test binaural de FOWLER à 1000 Hz en prenant en référence l'oreille droite, parfaitement normo-entendante à cette fréquence. (Figure 3)

Sur ce graphique, nous pouvons constater qu'une progression de la sensation d'intensité de 70 dB à droite correspond à gauche à une variation d'intensité de 30 dB à 1000 Hz.

Ainsi, si l'on souhaite utiliser efficacement la dynamique résiduelle de l'oreille gauche à 1000 Hz, il faudra envisager un taux de compression de l'ordre de 2.33 (70/30)

Ce test aurait pu être réalisé à toutes les fréquences afin de déterminer les taux de compression idéaux pour chacune des fréquences de l'audiogramme, mais en raison d'une fatigue liée à l'enchaînement de ces tests, nous nous sommes limités à cette fréquence pour le moment.

Pour terminer, nous avons réalisé un test monaural de REGER à gauche pour comparer la progression de la sensation d'intensité entre les fréquences 500 et 3000 Hz. Cette fois ci, les signaux graves et aigus sont émis sur l'oreille gauche et sont comparés à différentes intensités. (Figure 4)

Nous pouvons cette fois-ci constater qu'une progression de la sensation d'intensité de 45dB (80 – 35) à 3000 Hz correspond à une variation d'intensité de 30 dB à 500 Hz.

Cela signifie qu'il y a plus de recrutement à 500 Hz qu'à 3000 Hz, que la sensation d'intensité à 500 Hz évolue 1.5 fois (45/30) fois plus rapidement qu'à 3000 Hz et donc que le taux de compression préconisé à 500 Hz doit être 1.5 fois le taux de compression à 3000 Hz.

L'utilisation de ces tests nous permet de pouvoir pré-calculer les taux de compression soit directement si l'on prend en référence une fréquence normalement entendue (donc a priori sans recrutement) soit indirectement, en obtenant le rapport entre les taux de compression à envisager

pour les deux fréquences testées-dans le cas d'une hypoacousie avec recrutement sur la fréquence prise en référence.

Discussion

J'évoque avec lui le fait que l'audition à droite est normale, mais il «tique» car ses sensations ne sont plus les mêmes dans les graves, et il le ressent bien. J'insiste en lui disant que l'apport de l'aide auditive à droite serait tout à fait minime. Je vais un peu plus loin en lui proposant un appareil à gauche et en lui indiquant qu'il y a de beaux objectifs de ce côté-là, notamment en terme de stéréophonie.

Pour l'aider à se convaincre, je lui présente un logiciel de réglage d'aides auditives afin qu'il puisse se rendre compte des outils dont nous disposons pour exploiter au mieux la dynamique résiduelle de cette oreille gauche. Il est surpris de retrouver bon nombre de fonctions de traitement audio (compression, niveau

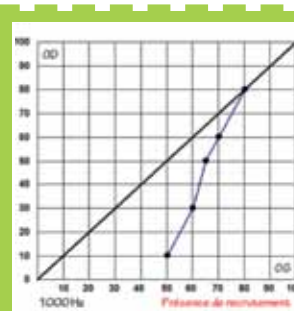


Figure 3

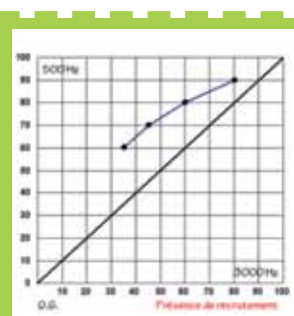


Figure 4

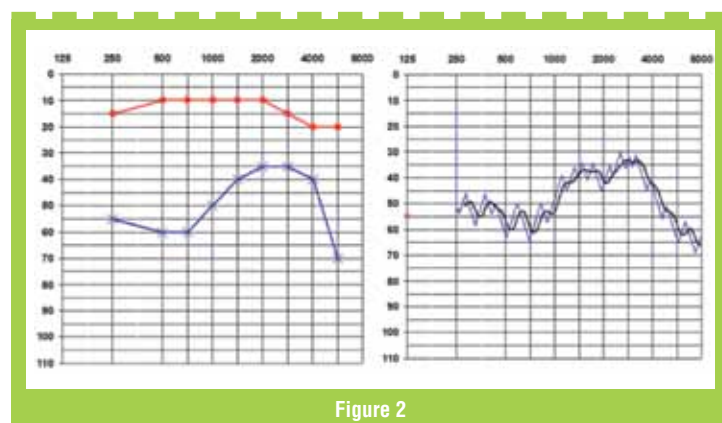


Figure 2



> CAS CLINIQUE

de sortie, gestion du larsen) qu'il utilise au quotidien lorsqu'il réalise des mixages pour ses amis musiciens. Il est aussi très étonné par les fonctions de connectivité sans fil et y voit de nombreuses applications. Je lui parle alors de l'audiogramme, des niveaux de confort et d'inconfort puis des cibles et notamment de DSL I/O dont l'objet est de transférer la pleine dynamique de la vie dans la dynamique résiduelle de l'oreille appareillée.

Je lui explique enfin que l'amplification apportée sera mesurée à proximité du tympan puis ajustée afin de tenir compte des caractéristiques anatomiques de son conduit auditif.

Lors de cet échange, nous avons pu mettre en évidence certaines similitudes entre nos deux professions, tout en remarquant que les moyens mis en œuvre pour régler des problèmes étaient toutefois très différents. En effet, au même titre que l'ingénieur du son qui doit s'assurer de la bonne répartition fréquentielle des signaux émis par les haut-parleurs dans une pièce dédiée au visionnage des films, l'audioprothésiste doit quant à lui valider la justesse de cette répartition fréquentielle au sein des conduits auditifs de son patient. Ainsi, si l'ingénieur du son doit alors modifier les paramètres acoustiques de la salle puisqu'il ne peut dénaturer le signal, l'audioprothésiste doit quant à lui

ajuster les paramètres d'amplifications proposés par les aides auditives, puisqu'il n'est évidemment pas possible de modifier les paramètres acoustiques du conduit auditif dans lequel est émis le signal.

Autre différence significative, l'ingénieur du son qui produit un morceau de musique va devoir mixer différents signaux (voix, instruments ...) enregistrés dans les meilleures conditions, tandis que l'audioprothésiste devra travailler le signal pour en extraire autant que possible les éléments de reconnaissance de la parole. Ainsi, si le rôle de l'ingénieur du son est de mixer plusieurs pistes afin de proposer un montage optimal, celui de l'audioprothésiste sera de filtrer un signal déjà mixé qui parvient au tympan du patient, et d'en extraire les éléments les plus pertinents afin de permettre une compréhension améliorée, notamment en environnement bruyant.

■ Proposition d'appareillage

Au regard des caractéristiques de sa surdité, je lui propose un essai à gauche en contour d'oreille à écouteur déporté monté sur un embout sur mesure fermé. Toutefois, Pierre étant particulièrement intéressé par la possibilité de connecter les aides auditives sans fil à sa table de

mixage pour le « monitoring » de ses enregistrements (ce qui est bien plus pratique que l'utilisation d'un casque selon lui), je lui propose également une aide auditive du même type à droite mais qui sera proposée de ce côté avec un dôme ouvert afin de laisser passer le signal en direct. Nous convenons ensemble que cette aide auditive droite sera utilisée uniquement pour le « monitoring » de ses enregistrements.

Pierre accepte de faire l'essai de cette solution auditive, tant par curiosité concernant les technologies déployées par les aides auditives que pour optimiser cette oreille gauche dont il a fait le deuil.

■ Contretemps

Quelques jours plus tard, il me rappelle et m'indique que son audition à droite a chuté dans les graves. Je le reçois de nouveau et constate effectivement une surdité de perception à droite qui s'est accentuée d'une vingtaine de dB dans les graves. Surpris par cette variation soudaine et sensible de son audition à droite, je lui conseille de consulter au plus vite un médecin ORL.

Nous reportons donc notre adaptation et nous nous reverrons ultérieurement quand l'audition sera stabilisée à droite. La vie n'est pas un long fleuve tranquille...



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

MED[®]EL



CONCERTO
Système d'implant
cochléaire



EAS[®]
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE[™]
Système d'implant
à conduction osseuse



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

hearLIFE

medel.com



Les dispositifs d'implants cochléaires MED-EL (CONCERTO, CONCERTO-PIN, OPUS2 et RCINDO) sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPP sous les numéros 3415960, 3453357, 3471600. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 Août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE[®] (V58) est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE[®] (V58) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par Vibrant MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 01/2014, Vibrant MED-EL Hearing Technology 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01



Veille acouphène

Neurophysiologie de l'acouphène : L'hypothèse du Noyau Cochléaire

Philippe LURQUIN

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



V. HERVE

Audioprothésiste



Introduction

L'acouphène fait l'objet de nombreuses investigations scientifiques. Si son étiologie fut initialement attribuée à la périphérie auditive, la tendance est aujourd'hui à une origine centrale sous-corticale.

Les recherches en la matière se penchent sur la physiopathologie spécifique de différents noyaux sous-corticaux, en particulier le noyau cochléaire et le colliculus inférieur. Leur interaction et la réorganisation corticale associée permet de mieux comprendre la genèse de l'acouphène.

Par ailleurs, l'hétérogénéité des formes d'acouphènes, la variabilité d'expression d'un individu à l'autre, la détresse liée à ceux-ci et les conséquences néfastes qu'ils peuvent engendrer amènent les spécialistes (ORL, neurologues, audiciens, psychologues, etc.) à travailler ensemble afin de trouver des pistes de traitement adéquat en fonction de la typologie et de l'étiologie de l'acouphène.

Cette veille propose de rendre compte de l'intervention et de l'interaction des différents relais sous-corticaux impliqués dans l'apparition de l'acouphène.

Neurophysiologie des relais auditifs sous-corticaux

Les voies afférentes auditives sont constituées de deux voies ascendantes distinctes, classiques ou lemniscales et non-classiques ou extra-lemniscales.

Les voies auditives ascendantes

À la sortie de la cochlée, suite à l'action des cellules ciliées, le message neural est transmis, via les fibres afférentes primaires constituant le nerf auditif, dans le tronc cérébral au

niveau de la jonction bulboprotubérantielle.

Au sein de la voie auditive ascendante, l'information auditive, depuis le ganglion spiral, s'exprime successivement par le biais de cinq relais et rejoint le cortex auditif en préservant son organisation tonotopique.

A : Amygdale
CA1 : Cortex auditif primaire
CA2 : Cortex auditif secondaire
CD : Cortex dorsal du colliculus inférieur
CI : Colliculus inférieur
CIX : Noyau externe du colliculus inférieur
COS : Complexe olivaire supérieur
CGM : Corps genouillé médian
HT : Hypothalamus
LL : Lemnisque latéral
NC : Noyau cochléaire
NCAV : Noyau cochléaire antéro-ventral
NCPV : Noyau cochléaire postéro-ventral
NCD : Noyau cochléaire dorsal
NCV : Noyau cochléaire ventral

Tableau 1 : Acronymes repris dans le texte.

Le premier niveau, le NC, subdivisé en trois parties, reçoit des afférences exclusivement ipsilatérales.

Le NCAV transmet l'information nerveuse vers les étages supérieurs en conservant les données temporelles, de phase et de fréquence.

Le NCPV, quant à lui, assure la transmission nerveuse des fibres de la branche caudale vers le NCD. Ce dernier, constitué de trois couches cellulaires (moléculaire, intermédiaire et profonde), assure un premier traitement du message afférent.

Le cheminement des fibres sortantes de ces noyaux, respectivement ipsilatéral et contralatéral se profile jusqu'au CI où convergeront toutes les fibres ascendantes. Entre ces niveaux, les fibres parcourent successivement le COS et le LL.

La projection nerveuse se poursuit ensuite au sein des CGM du thalamus qui reçoit la quasi-totalité des informations sensorielles auditives, visuelles et somato-sensorielles des voies lemniscales et extra-lemniscales. Enfin, leurs trajets aboutissent au sein du cortex auditif temporal

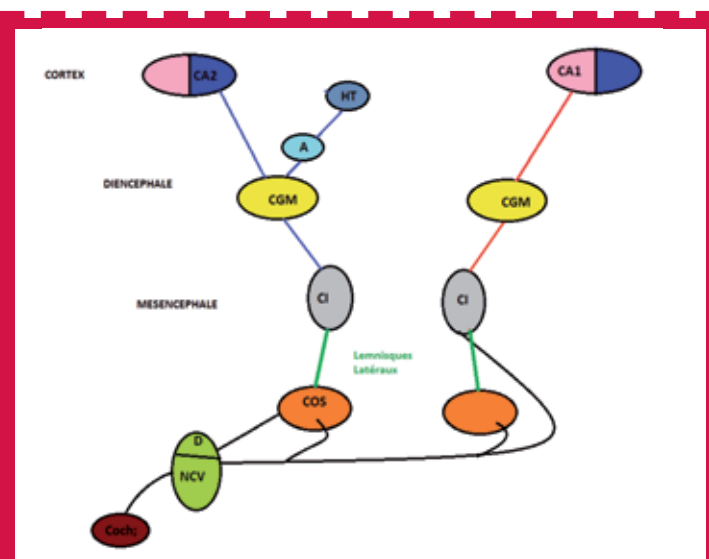


Figure 1 : Voies auditives depuis la cochlée jusqu'au cortex auditif. La partie gauche représente la voie non classique extra-lemniscale jusqu'au cortex auditif secondaire. La partie droite représente la voie classique ou lemniscale jusqu'au cortex auditif primaire (adaptation simplifiée d'après Moller 2011).



primaire et secondaire et des aires associatives notamment sensorielle, visuelle et tactile.

Depuis le NC, les voies lemniscales et extra-lemniscales se projettent distinctement jusqu'aux aires corticales leur étant destinées.

La première voie converge vers le cortex auditif primaire et secondaire.

La seconde voie rejoint le cortex auditif secondaire, lui-même relié à diverses zones cérébrales non auditives dont l'amygdale (cerveau émotionnel) et l'hypothalamus (système nerveux autonome).

Tandis que la voie classique n'est susceptible que de recueillir les informations issues de la stimulation auditive, la voie extra-lemnisciale récolte, par ailleurs, les informations provenant d'autres modalités sensorielles telles que les données somesthésiques par le biais, notamment, des parties dorsales et médiales des noyaux thalamiques (Moller et al, 2011). (Figure 1)

Ces premières observations anatomo-physiologiques de la voie auditive extra-lemnisciale nous permettent de comprendre sa capacité intégrative multimodale (à la fois auditive et somesthésique).

Les noyaux sous-corticaux à l'origine de l'acouphène

L'origine de l'acouphène a été l'objet de différentes controverses. Les hypothèses convergent aujourd'hui en faveur d'une étiologie centrale sous-corticale. Depuis la fin des années 1990, les recherches se sont concentrées sur l'activité neuronale anormale du CI et son hyperactivité. Plus récemment, les NCD et NCV ont démontré des réponses spécifiques, suite à des expérimentations animales et humaines induisant des acouphènes.

L'activité du NCV au regard de l'acouphène

Certaines recherches envisagent une possible implication du NCV dans la genèse ou la pérennisation de l'acouphène.

Des potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral, enregistrés chez des sujets masculins acouphéniques, indiquent une augmentation respective de l'amplitude des ondes III et V ainsi que des rapports d'amplitude III/I et V/I en comparaison à des sujets de même sexe et de même âge dénués d'acouphènes. (Gu et al, 2012).

L'augmentation d'amplitude des ondes III et V pourrait révéler l'expression de la compensation sous-corticale mise en place aussi bien dans le cadre de l'hyperacousie que de l'acouphène.

S'appuyant de recherches antérieures en la matière et de l'imagerie par résonance magnétique (IRM), les données précédentes suggèrent l'hyperexcitabilité des cellules sphériques en buisson du NCV au sein de la population acouphénique (Vogler et al, 2011) (Gu et al, 2012).

D'autre part, une étude récente entreprise chez des souris indiquerait une inadaptation pathologique progressive du NCPV compensatoire à la désafférentation auditive. Ainsi, la levée d'inhibition de certaines projections du NCV au NCD expliquerait la genèse de l'acouphène (Feng et al, 2012). Cette hypothèse implique donc que le NC aurait une forte tendance à émettre des influx spontanés. Cette tendance serait inhibée par l'activité cochléaire. En cas de lésion périphérique, l'inhibition disparaît et les influx spontanés non issus de la cochlée apparaissent au sortir du NC, pour donner naissance à l'acouphène et/ou à l'hyperacousie.

Kraus et al (2011) ont confronté post-mortem différents noyaux sous-cochléaires ipsilatéraux et contralatéraux d'animaux ayant un

acouphène avéré. (Soit le NCD, le NCAV et le NCPV de rats).

Leurs explorations suggèrent l'importance des influx cholinergiques de la protéine Gap-43, intervenant dans la plasticité synaptique des parties médianes du NCAV et du NCPV. En quantité suffisante dans ces zones sub-corticales précises, cette protéine spécifique du système nerveux, pourrait empêcher l'hyperactivité du NCD et les changements induits aux étages supérieurs et conséquemment bloquerait le développement de l'acouphène. A l'inverse, son absence ou son expression insuffisante renforcerait le processus.

Bien que les études ne soient pas aussi développées que pour le NCD, les changements relatés au sein du NCV, opérant après la lésion périphérique pourraient amener une hypothèse de recherche en matière de traitement des acouphènes associés à une lésion auditive périphérique.

Le noyau cochléaire dorsal : coupable désigné ?

Rappelons à ce stade que le noyau cochléaire est un relais à la fois de la voie auditive (nerf cochléaire) et somesthésique (nerf trijumeau). De multiples observations font état de l'hyperactivité du NC amenant l'apparition de symptômes mixtes comme les somato-acouphènes (Lurquin & coll 2012).

Les recherches expérimentales, évaluées chez l'animal, démontrent une recrudescence progressive de l'activité spontanée du NCD consécutive à l'atteinte périphérique (Kaltenbach et al, 2008) (Pilati et al, 2012). Le caractère non immédiat de l'hyperactivité varie considérablement de quelques heures à plusieurs semaines selon les études. Les différences de méthodologies tant au niveau des stimulations acoustiques présentées que par les



caractéristiques implémentées à l'animal apportent une hypothèse explicative à ces différences. Les modifications particulières de l'activité du NCD, accompagnant la désafférentation auditive liée aux dommages périphériques sous-jacents, argumentent la genèse de l'acouphène.

Au vu de différentes études, les cellules fusiformes, appelées aussi cellules pyramidales, du NCD favorisent l'hyperactivité sans pour autant pouvoir l'attribuer exclusivement à ces cellules. (Brozoski et al, 2002) (Street et Manis, 2007) (Wang et al, 2009).

Dans leur étude menée en 2009, Finlayson et Kaltenbach comparent le taux d'activité spontanée chez des hamsters exposés à un bruit intense de 115 dB SPL durant 4 heures à des hamsters contrôles non exposés. Les mesures électrophysiologiques recueillies révèlent une hyperactivité globale au sein du NCD avec une nette prépondérance pour les neurones sortants.

Les évidences de l'implication des cellules fusiformes dans l'hyperactivité dorso-cochléo-nucléaire sont grandes chez l'animal mais sont-elles d'application chez l'humain ?

Aux vues des variétés organisationnelles des différents neurones que constituent le NCD entre les espèces animales étudiées et l'Homme, de nombreuses interrogations ont suscité l'attention quant au transfert des conclusions animales sur l'espèce humaine. Ces divergences étudiées dernièrement chez le rat, le chinchilla, le chat, le singe macaque et chez l'Homme ne suggèrent pas de frein aux conclusions établies (Baizer et al, 2012).

Ainsi, le rôle du NCD envisagé dans la genèse et le développement de l'acouphène apparaît non négligeable. D'ailleurs, Brozoski et ses collaborateurs ont démontré, en 2012, que des lésions bilatérales du NCD appliquées chez des rats avant exposition sonore traumatisante bloquent l'apparition de l'acouphène (Brozoski et al, 2012). Par contre, son ablation n'engendrant pas la disparition de l'acouphène, la présence d'autres éléments et/ou mécanismes intervenant dans sa pérennisation semble évidente.

Autre candidat : le Colliculus Inférieur ?

L'hyperactivité observée, par le biais de mesures électrophysiologiques et par neuro-imagerie dans le CI, suite à diverses

manipulations génératrices d'acouphènes chez l'animal, ne fait plus de doutes quant à son lien étroit avec le développement de ce symptôme.

Il a, d'ailleurs, été démontré un synchronisme neural au niveau du CI et du cortex auditif intervenant dans le processus de l'acouphène (Norena et Eggermont, 2003).

Le CI reçoit des fibres nerveuses en provenance des trois unités formant les noyaux cochléaires. Pour autant, l'influence directe de la désinhibition du NCD, pour compenser la diminution des afférences auditives, sur le CI et le cortex auditif reste toujours en suspens.

Ces observations sous-corticales apportent des explications quant aux capacités fonctionnelles des cellules neuronales entrant en jeu dans l'émergence, la pérennisation ou la suppression de l'acouphène.

Les larges investigations physiopathologiques entreprises ces deux dernières décennies plaident en faveur d'une levée d'inhibition de certains noyaux sous-corticaux (NCD et CI) consécutive à la désafférentation auditive périphérique. Par contre, les mécanismes neuronaux qui induisent l'augmentation de l'activité spontanée de ces mêmes noyaux et leurs possibles combinaisons restent encore incertains. Si d'aucuns évoquent la levée d'inhibition due à la désafférentation et la diminution des influx en provenance de la cochlée (Kaltenbach, 2004) pour d'autres l'explication viendrait d'un faisceau corticofuge (en provenance du cortex) qui viendrait stimuler les relais sous-corticaux pour compenser le manque d'information en provenance de la périphérie (voir Lurquin & Cotton 2013 pour une revue).

Une des justifications de cette théorie est que la réponse des relais sous-corticaux sous forme d'influx spontanés apparaîtrait après lésion périphérique, chez l'animal, d'abord au niveau du CI (plus proche du cortex) et ensuite du NC. (Eggermont 2014, communication personnelle).

Rappelons que le mécanisme de tonotopie se retrouve à tous les étages dans chaque relais depuis la cochlée jusqu'au cortex. Il peut donc y avoir hyperactivité et un mécanisme de compensation sur une bande fréquentielle sans que le mécanisme ne s'étende aux fréquences adjacentes ou bandes voisines

Conclusion

Il est aujourd'hui conseillé à chacun audioprothésiste ou non de ne plus affirmer ni que l'acouphène est créé dans la cochlée, ni que personne ne connaît l'origine exacte de l'acouphène ni même que les aspects psychologiques prédominent toujours. La raison en est simple c'est que si au contraire l'origine de l'acouphène est (sous-) corticale, cela permet de rebondir directement sur la plasticité corticale (les lésions cochléaires sont, elles, malheureusement immuables) et la possibilité d'inhiber le mécanisme créateur de l'acouphène par une stimulation auditive adéquate.

En effet les recherches récentes (après 2010) résumées plus haut mettent en évidence l'impact et les relations des différents noyaux sous-corticaux auditifs, ipsilatéraux au dommage périphérique dans la genèse, la pérennisation ou même la suppression de l'acouphène.

Par ailleurs la figure 1 montre clairement que les influx nerveux « créés » par le noyau cochléaire atteignent via la voie extra-lemniscale, l'amygdale et l'hypothalamus soit deux composants essentiels du système limbique reconnus pour être le centre des émotions et à l'origine de sentiments comme la peur. C'est à partir de ce moment que l'acouphène devient un problème acoustico-émotionnel. La réponse que nous lui apporterons sera du même ordre avec d'une part une augmentation des afférences (amplification, injection d'un bruit juste supra-liminaire et continu) dans la zone fréquentielle lésée et à d'autre part un counselling destiné à supprimer les distorsions cognitives et apporter la réassurance indispensable à la création d'un mieux-être chez nos patients.

Bibliographie

- Baizer, J. S., Manohar, S., Paolone, N. A., Weinstock, N., & Salvi, R. J. (2012). Understanding tinnitus: The dorsal cochlear nucleus, organization and plasticity. *Brain Research*. doi:10.1016/j.brainres.2012.03.044
- Brozoski, T. J., Wisner, K. W., Sybert, L. T., & Bauer, C. A. (2012). Bilateral Dorsal Cochlear Nucleus Lesions Prevent Acoustic-Trauma Induced Tinnitus in an Animal Model. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. doi:10.1007/s10162-011-0290-3
- Dehmel, S., Pradhan, S., Koehler, S., Bledsoe, S., & Shore, S. (2012). Noise Overexposure Alters Long-Term Somatosensory-Auditory Processing in the Dorsal Cochlear Nucleus-Possible Basis for Tinnitus-Related



Hyperactivity? *Journal of Neuroscience*. doi:10.1523/JNEUROSCI.4608-11.2012

Feng, J., Bendiske, J., & Morest, D. K. (2012). Degeneration in the ventral cochlear nucleus after severe noise damage in mice. *Journal of Neuroscience Research*, 90, 831–41. doi:10.1002/jnr.22793

Gu, J. W., Herrmann, B. S., Levine, R. A., & Melcher, J. R. (2012). Brainstem Auditory Evoked Potentials Suggest a Role for the Ventral Cochlear Nucleus in Tinnitus. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. doi:10.1007/s10162-012-0344-1

Kraus, K. S., Ding, D., Jiang, H., Lobarinas, E., Sun, W., & Salvi, R. J. (2011). Relationship between noise-induced hearing-loss, persistent tinnitus and growth-associated protein-43 expression in the rat cochlear nucleus: does synaptic plasticity in ventral cochlear nucleus suppress tinnitus? *Neuroscience*. doi:10.1016/j.neuroscience.2011.07.056

Lurquin, P., Real, M., Ph. Cotton (2012). Les somato-acouphènes. *Les Cahiers de l'Audition*, 25 (6), Veille Acouphène .

Manzoor, N. F., Gao, Y., Licari, F., & Kalten-

bach, J. A. (2012). Comparison and contrast of noise-induced hyperactivity in the dorsal cochlear nucleus and inferior colliculus. *Hearing Research*. doi:10.1016/j.heares.2012.04.003

Mazzoli, M. (2011). Complementary tinnitus therapies. *Textbook of Tinnitus*. doi:10.1007/978-1-60761-145-

Mazzoli, M. (2011). Complementary tinnitus therapies. *Textbook of Tinnitus*, chap 92, 733-747.

Moller A.R et al (2011a). Anatomy and Physiology of the Auditory System. *Textbook of tinnitus*, chap 8, p 51-67.

Moller A.R et al (2011b). Epidemiology of tinnitus in Adults. *Textbook of tinnitus*, chap 5, p 29-37.

Moller A.R et al (2011c). Interactions between Somatosensory and Auditory Systems. *Textbook of tinnitus*, chap 9, p 69-75.

Moller A.R et al (2011d). Pathology of the Auditory System that Can Cause Tinnitus. *Textbook of tinnitus*, chap 10, p 77-93.

Noreña, A. J., & Eggermont, J. J. (2003). Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma:

implications for neural correlates of tinnitus. *Hearing Research*, 183, 137–153. doi:10.1016/S0378-5955(03)00225-9

Sanchez, T. G., & Rocha, C. B. (2011). Tinnitus Caused and Influenced by the Somatosensory System. In *Textbook of Tinnitus* (pp. 363–368). doi:10.1007/978-1-60761-145-5

Shore, S. E. (2005). Multisensory integration in the dorsal cochlear nucleus: unit responses to acoustic and trigeminal ganglion stimulation. *The European Journal of Neuroscience*, 21, 3334–3348. doi:10.1111/j.1460-9568.2005.04142.x

Thill MP, Lurquin, P., Cotton, P., Debaty, M., Real, M., & Horoi, M. (2012). Les somato-acouphènes (revue) : une conséquence de la plasticité et de l' intégration bimodale dans le noyau cochléaire dorsal. *Revue de Laryngol Otol Rhinol*; 133/3 pp 115–118.

Vogler, D. P., Robertson, D., & Mulders, W. H. A. M. (2011). Hyperactivity in the ventral cochlear nucleus after cochlear trauma. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 31, 6639–6645. doi:10.1523/JNEUROSCI.6538-10.2011

Les Cahiers de *l'Audition*

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

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

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



Veille gériatrique

Repérage des pathologies de la mémoire pour « tous »

**Arach
MADJLESSI** 1, 2, 3

**Elodie
LY KY- BESSON** 1

**Anne-Sophie
de KERGORLAY** 1

1. Service de Gériatrie
Aiguë
Clinique Allera-
Labrouste-Paris 15

2. Consultation Gériatrie
Centre Luxembourg-
103, Bld Saint Michel
-Paris 5

3. Président Société
Française de Réflexion
Sensori -Cognitive
SOFRESC

Les démences sont l'une des causes majeures de la perte d'autonomie et le principal motif d'institutionnalisation des personnes âgées. Les études épidémiologiques conduites au cours des 15 dernières années, dont en France l'étude PAQUID, s'accordent sur l'importance de ce problème : l'estimation actuelle en France est d'environ 850 000 cas de démences, dont les deux tiers de maladies d'Alzheimer. Sous l'hypothèse d'une mortalité constante, ce nombre devrait dépasser 1 200 000 en 2020. En fait ces chiffres restent incertains car ils sont basés sur des estimations tirées d'études de cohortes (Paquid et Eurodem) dans lesquelles une détection systématique des cas de démences a été effectuée. Ils prennent donc en compte les cas diagnostiqués par le système de soin et les cas non diagnostiqués qui représenteraient 50% des cas.

Avec le vieillissement de la population, et l'augmentation de l'espérance de vie sans incapacité aux âges avancés, les idées de dépistage précoce des pathologies pouvant être potentiellement handicapantes et les idées de prévention de celles-ci doivent faire leur chemin, pour favoriser le « mieux vieillir ». En conservant le plus de capacités possibles avec le plus d'autonomie et la meilleure qualité de vie imaginable pour chaque personne. La prise en compte sérieuse et professionnelle de la plainte mnésique fait partie intégrante de ce concept pour les années à venir.

Le médecin doit jouer ce rôle de prévention, de dépistage et d'accompagnement de la plainte mnésique avec cet objectif de favoriser bien vieillir et de retarder les pathologies neurodégénératives pour maintenir l'autonomie et la meilleure qualité de vie pour le patient et son environnement.

Mais le repérage des troubles « cognitifs » doit être effectué plus largement, en impliquant l'ensemble

des professionnels de santé, les « aidants » et les patients, et bien entendu aussi les audioprothésistes. Plusieurs « niveaux » pour le repérage, puis le dépistage :

1. Repérer les symptômes « simples » au quotidien : les troubles « cognitifs » mais aussi psycho-comportementaux.
2. Tests simples de dépistage.
3. Tests plus « complexes » et consultation spécialisée gériatrique ou neurologique.

1. Repérer les symptômes « simples » au quotidien : les troubles « cognitifs » mais aussi psycho-comportementaux

Le patient ou plus souvent son entourage, remarquent des changements ou des modifications dans le quotidien : changement cognitif (mémoire, langage, praxies, gnosies, fonctions exécutives...) ou psycho-comportementaux.

La mémoire ou les « mémoires »

Il existe plusieurs types de mémoire : la mémoire épisodique, la mémoire du travail, la mémoire sémantique, la mémoire à long terme et la mémoire procédurale.

Lorsque la mémoire épisodique est atteinte, le patient oublie les événements récents, les rendez-vous. En revanche il conserve une bonne mémoire des souvenirs anciens.

L'atteinte de la mémoire du travail rend difficile la réalisation de certaines tâches du quotidien qui initialement étaient accomplies sans difficultés, par exemple la préparation des repas, la gestion d'une liste des commissions.

La mémoire sémantique et à long terme se traduisent par une perte de certains repères. Le sens de

l'orientation de la personne diminue. Elle peut se perdre même dans des lieux pourtant familiers (domicile, quartier du lieu d'habitation) et peut confondre les saisons.

Quant à la mémoire procédurale son altération se manifeste par des atteintes de l'apprentissage des habiletés, tels que faire de la bicyclette.

Autres troubles cognitifs à rechercher

- **Le langage** : Les troubles peuvent se manifester initialement par un manque de mots plus ou moins complexes qui doit alerter.
- **Les troubles praxiques** : Toute difficulté à exécuter des gestes de la vie quotidienne tels que utiliser la télécommande, le téléphone, ... puis des gestes plus importants pour la vie quotidienne (même si la télécommande c'est vitale !) s'habiller, se laver... Ces troubles sont à l'origine d'une perte d'autonomie, et chaque élément nouveau doit alerter l'environnement.
- **Les troubles gnosiques** : Ils correspondent à la difficulté d'identifier les messages de l'environnement au travers de la vision (difficulté à reconnaître les endroits, les visages familiers), de l'audition (difficulté à identifier les bruits, les paroles), du toucher (difficulté à identifier ce qu'elle touche) et olfactive.
- **Les troubles des fonctions exécutives** : Ils se traduisent par la difficulté à réaliser des tâches complexes comme les formalités administratives, rédiger un chèque, la réalisation de qui nécessite planification et organisation.
- **Les troubles psycho-comportementaux** : Toute modification comportementale doit être source de réflexion. Rechercher des symptômes de dépression (anorexie, difficultés sommeil, manque d'envie, etc.), d'anxiété, d'irritabilité (comportements inhabituels en voiture, dans la rue, dans les magasins, avec les



voisins, etc.), de repli social, d'apathie (perte de motivation y compris pour ce qui était jusque là des passions). L'entourage constate parfois des changements de personnalité avec des traits tels que la jalousie, les idées de persécution, l'obsession, etc.

2. Tests simples de dépistage

a) CODEX

LE CODEX (abréviation de Cognitive Disorders Examination) est un test validé français par l'équipe du Pr Joël Belmin et le Dr Sylvie Pariel, qui utilise essentiellement 2 tests déjà existants validés : ceux-ci sont simplifiés et associés.

- Le test est rapide, d'une durée d'environ trois minutes et simple à effectuer.
- Il ne dépend pas du niveau socio-culturel.
- Il ne fournit pas de renseignement sur la cause de la démence.
- Le test peut être pratiqué par des

personnes qui en comprennent les modalités et qui ont les possibilités de l'effectuer, toujours en rassurant le patient et en expliquant sans juger ni donner de diagnostic : l'évaluateur évalue, rassure quelque soit le résultat et oriente s'il le faut.

La première étape est la suivante :

1. On demande au sujet de répéter et de mémoriser 3 mots simples : citron, clé, ballon)

2. Test de l'horloge simplifié

- Une feuille de papier sur laquelle est dessiné un grand cercle est donnée au patient.
- On lui demande d'inscrire les nombres des heures, de la même manière qu'un cadran de montre.
- On lui demande ensuite de dessiner les aiguilles indiquant un horaire, comme par exemple 13H25

Le test de l'horloge est normal si :

- Si tous les chiffres sont indiqués et à leur place.
- La grande et la petite aiguille sont identifiés.

- L'heure, 13H 25 dans ce cas, est bien représentée.

Le test est anormal si l'un des items est mauvais.

3. On demande de répéter les 3 mots précédemment mémorisés. Un oubli est considéré comme anormal. Les résultats :

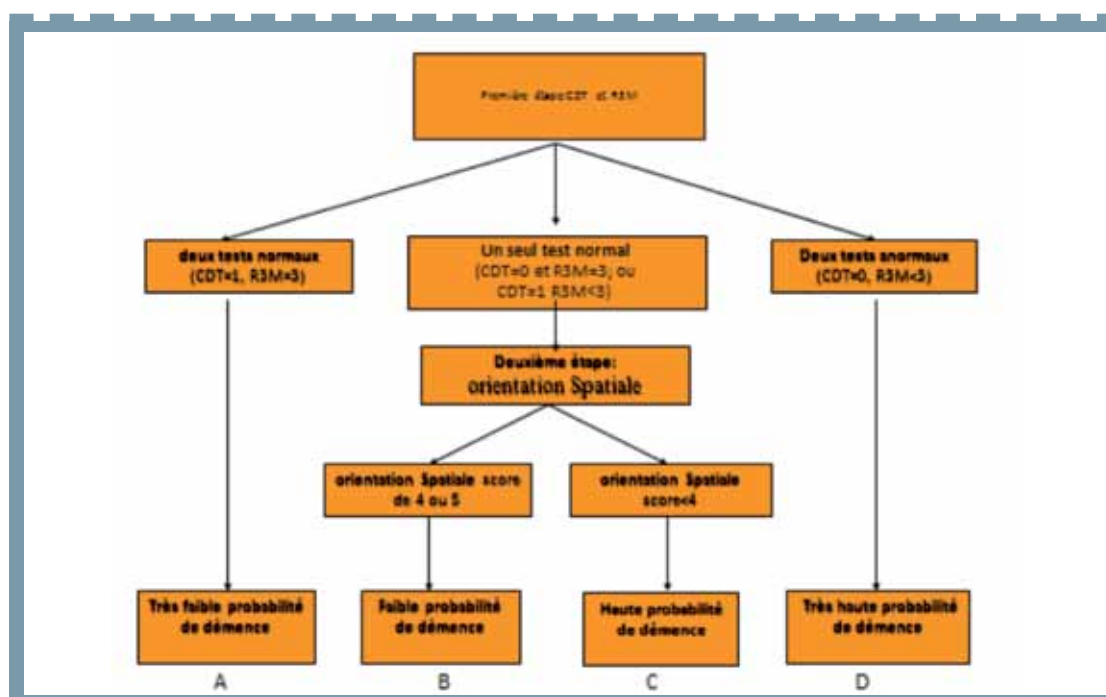
- Si les 2 tests sont normaux, le risque de démence débutante est très faible.
- Si les 2 tests sont anormaux, la probabilité de démence est très forte. Une consultation mémoire est indispensable.

Puis la deuxième étape :

Si un des 2 tests est anormal et l'autre normal, il faut passer à la seconde étape du Codex

5 questions sont posées :

- Dans hôpital sommes-nous?
- Dans quelle ville?
- Dans quel département?
- Dans quelle région?
- A quel étage ?





> VEILLE GÉRIATRIQUE

Chaque bonne réponse permet d'obtenir un point.

- Un score compris entre 4 à 5 points permet d'évaluer que le risque de démence est faible.
- Un score inférieur à 4 indique un risque de démence élevé : une consultation mémoire est indispensable.

b) L'échelle de Mac Nair

L'échelle de Mac Nair est une échelle subjective mesurant la plainte mnésique du sujet dans les actes de la vie quotidienne.

Il s'agit d'un questionnaire d'auto-évaluation en 15 items du patient par lui-même, et permet d'avoir une idée de la plainte du patient et pouvoir orienter si nécessaire vers un bilan cognitif plus complet.

c) MMS

Il s'agit d'une évaluation du fonctionnement cognitif global d'une durée de 10 à 15 minutes. C'est le « gold standard », que tout le monde connaît.

Le patient est évalué sur 30 items (orientation temporelle et spatiale, mémoire, attention et calcul, langage, praxies)

Le MMS permet le dépistage et le suivi des déficits cognitifs mais un score bas n'est spécifique d'aucune pathologie (anxiété, faible niveau socio culturel). Il ne permet pas une mesure du stade clinique de la démence et en cas de déficit cognitif léger la sensibilité est faible.

d) Epreuves des 5 mots de Dubois

Il s'agit d'un dépistage d'un trouble de la mémoire épisodique en faisant apprendre au patient 5 mots appartenant à 5 catégories sémantiques différentes.

En étudiant le rappel de cette liste, il permet de dépister un trouble de la mémoire épisodique.

C'est un test simple et rapide.

L'épreuve consiste à faire apprendre au patient une liste de 5 mots et à en étudier la restitution. La liste prototypique est : musée, limonade, sauterelle, passoire, camion. L'épreuve des 5 mots comporte deux temps.

Le premier consiste à étudier l'apprentissage de la liste. Il s'agit de s'assurer que l'information (la liste des 5 mots) a bien été mémorisée par le patient (encodage).

Après une épreuve interférente (en pratique le test de l'horloge cf Codex), l'étape de rappel différé consiste en l'étude de la mémorisation proprement dite. Le score de mémoire doit être égal à 5 (rappel libre + rappel indicé).

La valeur seuil du score total (score d'apprentissage sur 5 + score du rappel différé sur 5) est égale à 10. Toute autre valeur nécessite réflexion et plus d'évaluation, en fonction des autres résultats.

3. Orientation des patients

Les signes cognitifs et comportementaux simples et les tests simples d'évaluation dont certains peuvent être plus largement effectués, nous permettent d'avoir une première idée sur l'état cognitif du patient. S'il y a le moindre doute ou anomalie, il faut orienter le patient vers le médecin généraliste qui est le premier interlocuteur à être sollicité pour répondre aux questions, élaborer le parcours de soin le plus adapté vers le gériatre et/ou le neurologue. Les tests neuropsychologiques plus compliqués doivent être effectués pour le diagnostic précis, l'imagerie est nécessaire, et parfois d'autres examens complémentaires.

Le gériatre a une place centrale, dans le diagnostic de ces maladies de la mémoire, puis dans la réflexion sur la prise en charge globale du patient et de ses aidants. La prise en charge est médicamenteuse parfois, mais surtout non médicamenteuse :

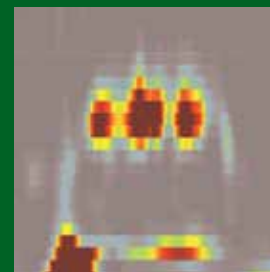
psychologique, sociale, environnementale, nutritionnelle et rééducative (motrice, orthophonique, etc.), sensorielle (maintien des stimulations périphériques avec compensation précoce des handicaps associés en particulier auditives).

Pour finir, il s'agit d'un défi pour les années à venir. Il faut impliquer les patients et les familles, l'ensemble des professionnels pour aider les médecins à améliorer le repérage précoce des pathologies de la mémoire, car leurs complications avec le vieillissement sont multiples et nombreuses sur l'autonomie et la qualité de vie.

La Société Française de Réflexion Sensori-Cognitive (SOFRESC), s'appuie sur la pluridisciplinarité et s'implique dans la formation, l'information sur le repérage, le dépistage de ces pathologies. Un « kit » de repérage des pathologies sensori-cognitives est en cours de finalisation et sera à disposition des professionnels de santé avec des outils validés et simples. Ceci permettra de repérer plus tôt pour compenser et accompagner, pour conserver les capacités restantes des patients.

Mesures objectives en audiologie

Une exploration objective de la fonction cochléaire : les otoémissions acoustiques



Introduction

Les premières preuves expérimentales de l'existence d'une réponse originale de la cochlée -les otoémissions acoustiques- ont été obtenues par l'anglais David KEMP au cours de l'année 1977 au sein de l'« Institute of Laryngology and Otology » de Londres (Kemp 1978). Cette découverte était plus qu'étonnante pour l'époque.

En effet, la notion d'« amplificateur actif cochléaire » par le biais de l'activité des cellules ciliées externes n'était pas encore avancée. La théorie « travelling wave » - issue des travaux dans les années 30-40 du biophysicien hongrois, George Van Békésy (prix Nobel de Médecine de 1961) - était plus que d'actualité. Toutefois, un contemporain de Van Békésy, l'astrophysicien américain Thomas Gold avait prédit l'existence du point de vue théorique d'un mécanisme actif au sein de la cochlée, et ce dès 1948.

Le premier appareil d'enregistrement des otoémissions acoustiques d'application clinique fut commercialisé à partir de 1988 (ILO 88). Cette rapide petite rétrospective historique montre la difficulté de la démocratisation de cette nouvelle technique qui - sans faire de polémique - n'est toujours pas d'utilisation courante en France dans le bilan audiolinguistique !

Les otoémissions acoustiques sont une technique objective non invasive permettant d'évaluer la fonctionnalité des cellules ciliées externes (CCE). Très schématiquement, après l'application de stimulations acoustiques dans le conduit auditif externe, il est possible de recueillir en retour de l'activité des CCE alors stimulées, de très faibles signaux acoustiques.

En effet, les CCE stimulées - de part leur propriété de contraction (molécule de prestine) - vont faire vibrer la membrane basilaire, mettre en mouvement les liquides cochléaires

français	anglo-saxon
OtoEmissions Acoustiques	OtoAcoustics Emissions OAEs
OtoEmissions Acoustiques spontanées	Spontaneous OtoAcoustic Emissions SOAEs
OtoEmissions Acoustiques transitoires OEAt	Transient OtoAcoustics Emissions TOAEs
OtoEmissions Acoustiques provoquées OEAp	Transient Evoked OtoAcoustics Emissions TEOAEs
Produits de Distorsion Acoustiques PDA	Distortion Product of OtoAcoustics Emissions DPOAEs
PDAGramme ou DPgramme	DPgram

Tableau 1 : Terminologie et abréviations des otoémissions acoustiques

qui vont mobiliser l'ensemble de la chaîne ossiculaire et le tympan. Le tympan mis en mouvement, comme une peau de tambour, va alors émettre un son : les otoémissions acoustiques. Il existe plusieurs types d'otoémissions acoustiques : les provoquées et les spontanées (cf.

tableau 1). Les otoémissions acoustiques spontanées sont recueillies en l'absence de toutes stimulations acoustiques. Il est possible de distinguer deux classes d'otoémissions acoustiques provoquées selon les stimulations acoustiques utilisées : clics ou sons purs.



Figure 1 : La sonde d'otoémission, différents embouts à usage unique, et le positionnement de la sonde dans le conduit auditif externe. Les flèches représentent la stimulation acoustique (en orange) et le retour des otoémissions acoustiques (en bleu).

Fabrice GIRAUD

Laboratoire de
Biophysique
Neurosensorielle
UMR INSERM 1107
Faculté de Médecine
Université d'Auvergne
Clermont Ferrand



> MESURES OBJECTIVES EN AUDIOLOGIE

Aspects techniques

Installation du patient

Comme pour de nombreuses techniques objectives audiolgiques (comme les épreuves électrophysiologiques), le patient sera confortablement installé sur un fauteuil inclinable ou sur un divan d'examen. Il est important de souligner que l'état de vigilance n'affecte pas les résultats dans leur globalité. Ainsi, il est possible d'effectuer ce test chez un sujet éveillé et détendu, endormi, sous sédation ou anesthésié. Les otoémissions acoustiques étaient une réponse acoustique de très faibles amplitudes (donc facilement « masquables »), il est impératif de réaliser les enregistrements dans une pièce calme, idéalement une cabine insonorisée. Rappelons que les otoémissions acoustiques sont enregistrables dès les premiers jours de vie du nouveau-né.

Sonde de recueil

La sonde de recueil est l'élément clé de l'appareil d'enregistrement des otoémissions acoustiques (cf figure 1). Elle est constituée d'une partie de stimulation - formée d'un ou deux mini émetteurs acoustiques - et d'une partie de réception - formée d'un microphone miniaturisé. Les orifices de ces trois éléments sont très facilement visualisable à l'examen de la sonde. Un embout plastique souple sera adapté sur la sonde (embout dont la taille est fonction du diamètre du conduit auditif externe), afin de permettre une étanchéité optimale. La sonde ainsi équipée de son embout (à usage unique) sera délicatement introduite dans le conduit auditif externe. Le matériel (sonde et embout) et son positionnement dans le conduit auditif externe sont semblables à ceux utilisés dans le cadre de la tympanométrie. L'électronique (transducteur et microphone) est très proche de celle retrouvée dans les aides auditives.

Stimuli acoustiques

En l'absence d'application acoustique, le microphone de la sonde de mesure peut enregistrer les réponses spontanées issues d'une activité spontanée des CCE. Ces enregistrements sont alors dénommés otoémissions acoustiques spontanées. Les deux autres catégories d'otoémissions acoustiques sont émises par l'oreille suite à l'application de stimuli acoustiques : clics ou sons purs. La composition spectrale du clic (de 500 à 5000Hz) va stimuler « l'ensemble » de la partition cochléaire.

Ainsi, dans un contexte physiologique normal, un son complexe sera enregistré en retour : les otoémissions acoustiques provoqués (OEAp). Les logiciels permettant les mesures des otoémissions acoustiques présentent souvent les caractéristiques temporelles et spectrales des stimuli acoustiques. Comme illustré dans la figure 1 (fenêtre stimulus et stim), il est important que le clic soit le plus bref possible sans phénomène de « rebond » (problème d'étanchéité de l'embout) et avec un contenu spectral plat. Selon les machines et les protocoles, les clics de stimulations sont délivrés avec une intensité proche de 80dB SPL (en crête, soit environ 40dB au-dessus du seuil auditif du sujet normo-entendant).

L'application simultanée de deux sons purs (dit « primaires ») de fréquences f_1 et f_2 proches (par convention $f_2 > f_1$) et de niveau L1 et L2 conduira à l'émission (toujours dans contexte physiologique normal) de réponses non-linéaires de produits de distorsion. Le représentant le plus ample chez l'homme (et chez les mammifères de façon générale) est le produit de distorsion de valeur $2f_1 - f_2$. Ce produit de distorsion est également appelé « produit de distorsion cubique ». Dans notre expertise, nous utilisons des fréquences avec un ratio $f_2/f_1 = 1,20$ et des niveaux équivalent soit $L_1 = L_2$ (il y a quasiment autant de protocoles que de laboratoires !). Ainsi, lorsque f_2 est émise à 1200Hz, l'appareil (selon les paramètres indiqués ci-dessus) produira f_1 à 1000Hz (avec le même niveau L1 que L2) et recherchera le produit de distorsion acoustique associée à la valeur de $2f_1 - f_2$, soit 800Hz ($2f_1 - f_2 = 2 \times 1000 - 1200$). Il est également possible de changer les fréquences de f_2 pour ainsi balayer la cochlée de proche en proche entre 800Hz et 8 000Hz (selon le pas choisi par l'opérateur) et enregistrer un ensemble de produits de distorsion acoustique $2f_1 - f_2$, formant une courbe : le PDAGramme ou DPgramme.

Etalonnage

Très souvent, les appareils d'enregistrement des otoémissions acoustiques réalisent, avant les mesures à proprement parler et ceci de façon automatique, un étalonnage en pression. Afin d'éviter les phénomènes stationnaire et de mouvement ondulatoire, il est nécessaire que la pression dans le conduit auditif externe soit uniforme. Ainsi l'appareil délivrera un niveau d'énergie adapté en fonction du

volume du conduit auditif externe (différent chez le nouveau-né et l'adulte !).

Enregistrement des réponses

Comme pour les explorations électrophysiologiques audiolgiques, la technique de moyennage des acquisitions est employée pour extraire le signal acoustique physiologique (« en provenance des CCE ») du bruit d'origine électronique et/ou acoustique environnemental. En effet, les réponses d'otoémissions acoustiques apparaissent avec un délai identique après l'application des stimulations acoustiques. Elles sont donc « synchronisées » avec les stimulations acoustiques, et ceci en dépit des délais (au niveau de la sonde, temps aller-retour des ondes de pressions entre l'émission et à réception) variables d'un sujet à un autre.

Les otoémissions acoustiques transitoires

Pour les otoémissions obtenues suite à l'application d'un clic (d'une durée de 2ms), l'appareil va enregistrer -alternativement dans deux mémoires tampons- les réponses évoquées qui auront une durée de 20ms environ. La représentation temporelle des otoémissions acoustiques transitoires (ou provoquées) est présentée figure 2 (grande fenêtre de la copie d'écran). Ce tracé est obtenu après une moyenne de 260 réponses (selon notre protocoles - quiet N=260) en excluant des acquisitions qui seront trop bruitées (noisy XN=10). Ce type de tracé est obtenu en 2 à 3minutes. Les deux tracés blanc et jaune (respectivement des deux mémoires tampons A et B) représentent un son complexe (contenu de l'ensemble des otoémissions unitaires) avec un taux de reproductibilité entre les deux mémoires de 98% (dans l'exemple choisi). Pour être considéré comme physiologique, la reproductibilité doit-être supérieure à 60% (wave repro, figure 2). Parmi les renseignements fournis par l'appareil, la lecture des réponses des otoémissions acoustiques peut être soit temporelle (comme indiquée ci-dessus) soit spectrale. En effet, l'appareil réalise une analyse du contenu fréquentiel des otoémissions acoustiques transitoires par le biais d'une analyse FFT (fast Fourier transform = transformation rapide de Fourier) (réponse FFT dans figure 2). Le bruit de fond acoustique est représenté en rouge et la réponse physiologique (les OEAp donc) sont représentées en



bleu. Plus la réponse physiologique est ample, plus le signal bleu sera ample. Il est important que le rapport signal sur bruit soit le plus grand possible. Il faut donc être vigilant à l'amplitude du bruit de fond et tenter de le diminuer le plus possible (pièce calme, pas de mouvement de la part du sujet, pas de respiration forte). Cette représentation graphique de cette analyse FFT peut être retrouvée de façon chiffrée dans le tableau avec les différentes fréquences (de 1 à 5kHz, par pas de 1kHz), leur taux de reproductibilité et leur amplitude. Au vu de la compréhension des différentes informations utiles à

la lecture de l'enregistrement des otoémissions acoustiques transitoires, tel un jeu des « 7 erreurs », un rapide coup d'œil sur la **figure 3** révèle très rapidement une fonctionnalité moindre de la cochlée chez ce sujet.

Les produits de distorsion acoustique

Très rapidement (en quelques secondes), suite à l'application des deux primaires, il est possible de visualiser sur l'analyse FFT l'apparition du produit de distorsion à la fréquence $2f_1 - f_2$ (**cf. figure 4**). En fonc-

tion de l'intensité des primaires, l'amplitude des DPOAE sera plus ou moins marquée (dans les conditions de physiologie normale). Le logiciel d'analyse du signal examinera à la fréquence précise de $2f_1 - f_2$ l'amplitude du DPOAE évoqué comparativement aux fréquences adjacentes qui seront considérées comme bruit de fond. Il faut classiquement un rapport signal sur bruit supérieur à 7dB pour que le logiciel valide le point de mesure et considère la présence du DPOAE à la fréquence enregistrée. En balayant différentes fréquences de f_2 (et en conservant le rapport f_2/f_1), le logiciel établira la courbe des amplitudes de chaque DPOAE évoqué en fonction du bruit de fond (**cf. figure 5**). Le point affiché correspond donc à la valeur maximale d'amplitude du DPOAE évoqué (hauteur de la raie spectrale en analyse FFT). Il apparaît évident, pour une acquisition de qualité et rapide, que le bruit de fond doit être le plus bas possible pour ne pas masquer les réponses évoquées ou diminuer le rapport signal sur bruit et conduisant à la non validation du point de mesure par l'appareil. Dans certains cas, une lecture directe des spectres FFT peut renseigner sur la présence ou non des DPOAE malgré un bruit de fond important.

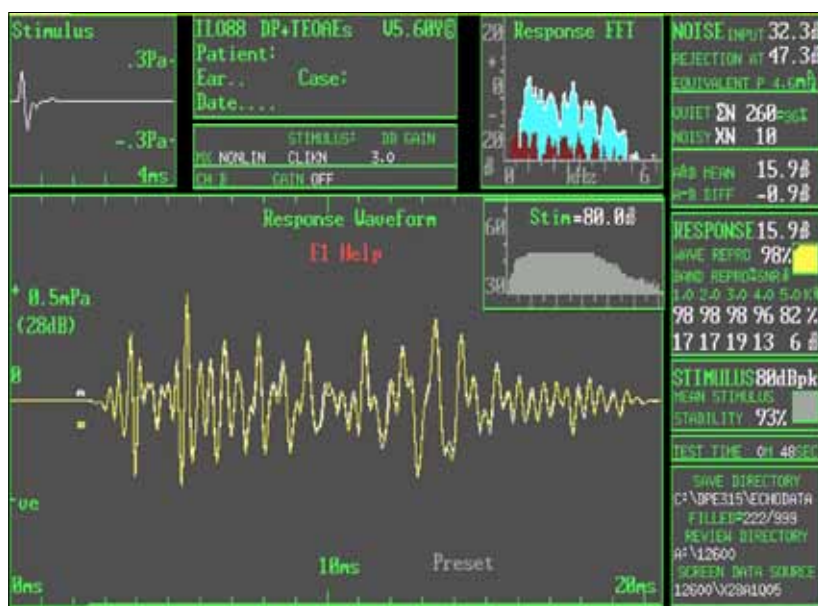


Figure 2 : copie d'écran d'un test d'otoémission acoustique chez un sujet normo-entendant.

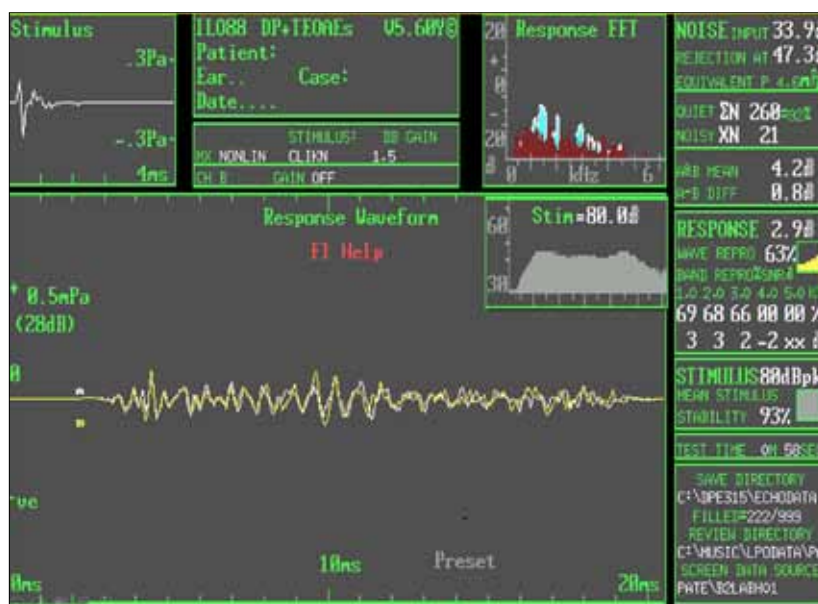


Figure 3 : copie d'écran d'un test d'otoémission acoustique chez un sujet présentant une surdité.

Applications cliniques

Il est important de retenir que les otoémissions, ayant pour origine les CCE, ne testent que les CCE et ne permettent pas d'obtenir d'informations sur la fonctionnalité des cellules ciliées internes ou du nerf auditif. Rappelons que le rôle des CCE est d'amplifier les sons qui sont proches de leur propre fréquence de résonnance.

Or, comme dans le cas des DPOAE, le fait de recevoir deux sons de fréquences proches f_1 et f_2 , va conduire les stéréocils des CCE à distordre l'onde acoustique en

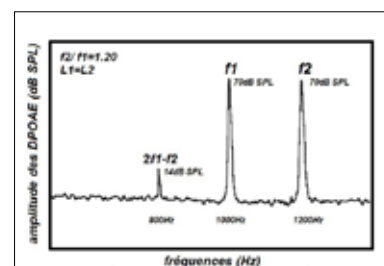


Figure 4 : spectre d'analyse FFT des signaux acoustiques avec les deux fréquences primaires f_1 et f_2 et le produit de distorsion acoustique évoqué à la fréquence $2f_1 - f_2$.



> MESURES OBJECTIVES EN AUDIOLOGIE

produisant des sons supplémentaires de fréquence égale à une combinaison de f_1 et f_2 . En fait, la cochlée, comme un système physique, a un comportement non linéaire qui va générer des DPOAE lorsqu'il est stimulé par deux ondes sinusoïdes.

C'est le cas d'un haut-parleur de mauvaise facture ou ayant subi une altération : il va distordre et produire des sons supplémentaires. Il a récemment été montré, sur un modèle murin transgénique, qu'une mutation de la protéine de stéréociline au niveau de la touffe stéréocilaire des CCE entraînait la disparition des otoémissions acoustiques (Verpy et al, 2008).

Schématiquement l'absence d'otoémissions acoustiques est interprétée comme une non fonctionnalité des CCE ou leur absence. Pour confirmer cette annonce, il faut étudier le potentiel microphonique cochléaire qui est également le reflet de l'électromotilité des CCE.

En cas de persistance du potentiel microphonique cochléaire, il faut interpréter l'absence d'otoémissions acoustiques comme une altération de la fonctionnalité des stéréocils ou de leur organisation architecturale.

Les otoémissions acoustiques spontanées ne sont pas retrouvées chez tous les sujets. Il y aurait plusieurs hypothèses sur leur origine dont celle de CCE surnuméraires surtout présentes chez les nouveau-nés et qui disparaîtraient. Leur application clinique est, de ce fait, très réduite.

Il existe de nombreuses applications cliniques des OEAp ou des DPOAE. Mais avant tout, l'analyse des tracés des otoémissions acoustiques repose sur l'étude du spectre en FFT, de la reproductibilité des tracés, de l'amplitude des réponses obtenues.

Il est classiquement admis qu'une surdité d'au moins 30dBHL conduit à une absence d'OEAp. Pour affiner le degré de surdité de manière objective et avec une plus grande précision fréquentielle (chez l'enfant ou du point de vue médico-légal, par exemple), il est possible d'utiliser des DPOAE et d'appliquer des niveaux de primaires croissants. Ainsi dans notre expérience clinique, une absence de DPOAE avec des primaires de 65dB SPL signe une surdité d'au moins 30dBHL (même résultats qu'avec les OEAp). Cependant en appliquant des primaires de 70 ou 75dB SPL il est possible d'avancer que le degré de la surdité est (respectivement) d'au moins 40 ou 50dBHL. Comparativement aux OEAp, cette précision des DPOAE est à croiser avec des données audiométriques ou électrophysiologiques.

La place des otoémissions acoustiques est indéniable dans tout bilan audiolgique : dépistage néonatal de la surdité, diagnostic de surdité, suivi des traumatismes acoustiques, surveillance de l'ototoxicité dans protocoles de chimiothérapie.

Bien entendu, en cas d'absence de réponses en OEAp ou DPOAE, il est important d'exclure tout obstacle à la

stimulation ou au recueil des signaux acoustiques. Ainsi, il est primordial que l'enregistrement des otoémissions acoustiques soit précédé d'une otoscopie. En cas d'absence de réponses, il est également conseillé de réaliser un tympanométrie pour écarter tout problème au niveau de la chaîne ossiculaire.

La grande sensibilité des otoémissions acoustiques aux variations des propriétés mécaniques de la chaîne ossiculaire a conduit notre équipe de recherche à développer depuis plusieurs années une technologie d'évaluation non invasive de la rigidité de la chaîne ossiculaire (Avan P et al 2011, Buki B et al. 1996, Buki B et al. 2009). Lors du changement de la pression des liquides cochléaires (endolymphatique ou périlymphatique) - comme dans le cas de pathologies pressionnelles cochléaires (hydrops, maladie de Menière) ou d'hypertension intracrânienne (augmentation de la pression du liquide céphalo-rachidien) - il y a modification de la rigidité de la chaîne ossiculaire. Ces variations de pressions endocochléaires ont comme répercussions de modifier la position de l'étrier. L'application de stimulations acoustiques (ondes sinusoïdales) identiques va conduire à la stimulation identique d'une même région de CCE (par exemple les CCE impliquées dans l'émission du DPOAE à 800Hz). Lors du changement de la position de l'étrier suite à une modification de la pression endocochléaire, la stimulation acoustique arrivera au niveau de l'étrier avec une avance ou un retard de temps. Du point de vue trigonométrique (car les ondes sonores sont des ondes sinusoïdales) ce décalage temporel peut être exprimé en variation de phase. Ainsi, l'analyse de la phase des otoémissions acoustiques est un outil simple, non invasif de monitoring de la pression endocochléaire et intracrânienne.

L'application d'une stimulation contralatérale (type bruit blanc) conduit à une diminution de l'amplitude des OEAp enregistrées simultanément. Cette étonnante influence a été développée en France et est utilisée en routine par l'équipe lyonnaise (« effet Collet »). Ce test simple et non invasif permet d'évaluer la fonctionnalité du système efférent médian dont l'efficacité semble être affectée dans certaines pathologies neurologiques (troubles auditifs centraux, troubles de l'attention, dyslexie) (Veuillet 2005).

Enfin, dans le cadre d'une batterie simple et rapide de dépistage des neuropathies auditives, la place des otoémissions

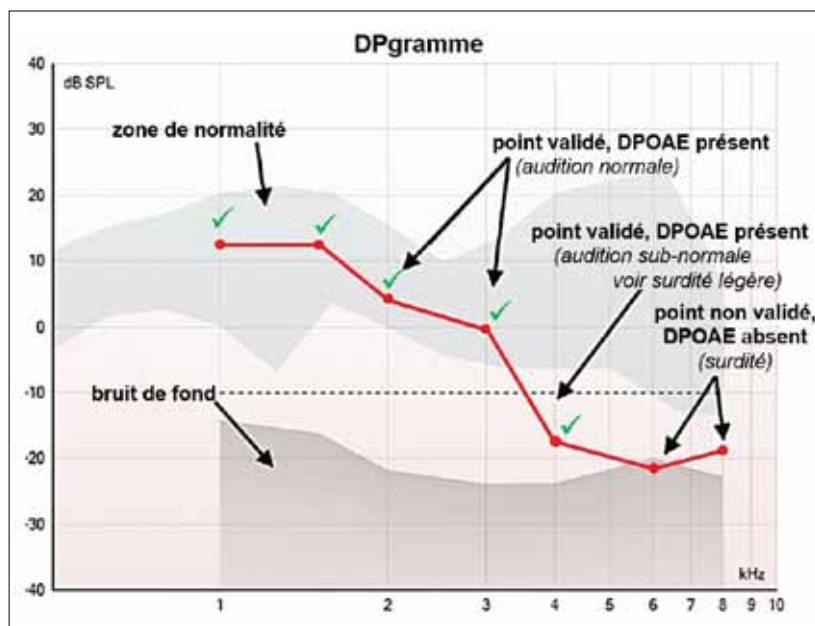


Figure 5 : PDAgramme ou DPgramme et les différentes configurations de réponses possibles des DPOAE



acoustiques est capitale et permet de confirmer (avec la mesure du potentiel microphonique cochléaire) la fonctionnalité des CCE en présence d'une désorganisation des réponses électrophysiologiques (Avan 2007, Giraudet 2012).

Conclusion

Il est étonnant qu'en 2014, l'utilisation des otoémissions acoustiques soit encore anecdotique au niveau national. Les otoémissions acoustiques présentent de multiples intérêts dans la batterie d'évaluation audiolinguistique en routine clinique depuis le dépistage jusqu'aux différents diagnostics audiolinguistiques voir neurologiques. Bien entendu, seules, les otoémissions acoustiques n'apportent que certaines informations (essentiellement sur la fonctionnalité des CCE) qui doivent être complétées ou confrontées avec d'autres tests audiolinguistiques pour consolider le diagnostic.

Bibliographie

- Avan P, Büki B, Petit C. Auditory distortions: origins and functions. *Physiol Rev*. 2013 Oct; 93(4):1563-619.
- Avan P, Giraudet F, Chauveau B, Gilain L, Mom T. Unstable distortion-product otoacoustic emission phase in Menière's disease. *Hear Res*. 2011 Jul; 277(1-2):88-95.
- Avan P. Que faire des produits de distorsion acoustique dans le contexte de la recherche d'une neuropathie auditive? *Les cahiers de l'Audition*, vol 20, n°6, nov/déc 2007
- Avan P, Bonfils P, Gilain L, Mom T. Physiopathological significance of distortion-product otoacoustic emissions at 2f1-f2 produced by high- versus low-level stimuli. *J Acoust Soc Am*. 2003 Jan; 113(1):430-41

Büki B, Giraudet F, Avan P. Non-invasive measurements of intralabyrinthine pressure changes by electrocochleography and otoacoustic emissions. *Hear Res*. 2009 May; 251(1-2):51-9.

Büki B, Avan P, Lemaire JJ, Dordain M, Chazal J, Ribári O. Otoacoustic emissions: a new tool for monitoring intracranial pressure changes through stapes displacements. *Hear Res*. 1996 May; 94(1-2):125-39.

Giraudet F. Neuropathies auditives. *Les cahiers de l'Audition*, vol 25, n°5, sept/oct 2012.

Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am*. 1978 Nov; 64(5):1386-91.

Verpy E, Weil D, Leibovici M, Goodyear RJ, Hamard G, Houdon C, Lefèvre GM, Hardelin JP, Richardson GP, Avan P, Petit C. Stereocilin-deficient mice reveal the origin of cochlear waveform distortions. *Nature*. 2008 Nov 13; 456(7219):255-8.

Ouvrages et articles conseillés

- Hall JW, Sumitrait D. Otoacoustic Emissions: Principles, Procedures, and Protocols. Plural Publishing Inc; 2010
- T Mom. Les otoémissions en pratique clinique et chirurgicale. *Annales Françaises d'Oto-Rhino-Laryngologie et de pathologie cervico-faciale*. Vol 124, N° 2 - juin 2007 pp. 80-89
- Moulin A, Collet L. Les otoémissions acoustiques en exploration fonctionnelle. Tec & Doc Lavoisier, collection Explorations fonctionnelles humaines, 1995
- Veuillet E. Otoémissions acoustiques en pratique clinique quotidienne. *Les Cahiers de l'Audition*, vol 18, n°5, sept/oct 2005

WIDEX DREAM

PLUS DE MUSIQUE

ET MOINS DE DISTORSION

Les aides auditives sont avant tout conçues pour bien entendre la parole et ne peuvent pas gérer les sons intenses au-dessus de 95dB SPL. Et même les aides auditives de dernière génération peuvent entraîner une **distorsion** notamment dans l'écoute de la musique.

Car la musique, même douce, a souvent des **pics d'intensité sonore** qui ne pouvaient être gérés par les aides auditives... jusqu'à aujourd'hui.

Widex **DREAM** utilise une nouvelle technologie qui élève la dynamique du convertisseur A/N à **113dB SPL** ; ce qui est parfait pour apprécier la musique dans toute sa plénitude et son intensité sonore.

Les musiciens professionnels qui ont essayé **DREAM** reçoivent désormais un signal amplifié qui est réellement sans distorsion. Même dans l'écoute des morceaux plus calmes, ils constatent une amélioration indiscutable de la qualité sonore.

Alors, pourquoi ne pas recommander **DREAM** à l'ensemble de vos patients mélomanes ?



Pour en savoir plus sur l'article «A Hearing Aid Solution for Music» paru dans The Hearing Review, scannez ce QR-code ou connectez-vous sur www.widexpro.fr



WIDEX DREAM

LA PREMIÈRE AIDE AUDITIVE

**PENSÉE POUR L'EXIGENCE DES
MUSICIENS ET RECOMMANDÉE
POUR TOUS.**



WIDEX **DREAM™**

POUR UNE AUDITION DE RÊVE

www.widexpro.fr



Veille Technique

Les innovations des industriels



— Bernafon

Interview de Pascal Graff, Directeur Bernafon France

« Nous affichons un savoir-faire incontestable dans le traitement de la presbycusie permettant à Bernafon d'être la référence dans ce domaine... »

Comment pourriez-vous résumer l'identité de la marque Bernafon ?

PG : Nous faisons partie du 1^{er} groupe mondial dans le secteur de l'audioprothèse. Notre identité repose sur une forte image Suisse, une entreprise de confiance sur laquelle nous pouvons compter. « Bernafon » est devenu au cours de son histoire « Bernafon » (le son de Berne). Développés en Suisse, nos produits sont fabriqués sur nos différents sites européens. Depuis bientôt 70 ans, notre marque est reconnue pour la fiabilité de ses aides auditives et les grandes avancées technologiques qui profitent à tous les malentendants.



Parlez-nous du positionnement actuel de Bernafon sur le marché français ?

PG : Nous affichons un savoir-faire incontestable dans le traitement de la presbycusie et notre marque est devenue au fil des années, une référence dans ce domaine audiolologique. Notre positionnement est clairement orienté vers une audioprothèse de haute qualité, accompagnée de services qui font la différence. La notion « d'appareillage » est importante et on ne peut pas parler uniquement de vente d'un produit auditif. Un malentendant ne sait pas toujours, lorsqu'il achète une aide auditive pour la première

fois, qu'il aura besoin d'être accompagné dans sa surdité pendant toute la durée de vie de son appareil.

Selon moi, un audioprothésiste aura du mal à pérenniser son activité, s'il n'a pas, en quelque sorte une démarche de « coaching » du déficit auditif de son patient, qui se résume par une véritable politique de services : réponse technologique, suivi personnalisé, écoute attentive et grande disponibilité. Je pense sincèrement que les audioprothésistes qui choisiront cette orientation, ont une plus grande chance de se faire une place, à long terme, dans cette profession.

Votre secteur d'activité ne bénéficie pas toujours d'une bonne image auprès de la presse Grand Public, Qu'en pensez-vous ?

PG : Le port d'appareils auditifs peut totalement modifier le quotidien de la personne qui les utilise en lui permettant de rester connecté à son environnement social et professionnel. Et pourtant, aussi performants et discrets qu'ils soient, ces véritables bijoux technologiques souffrent encore d'une mauvaise image. Selon moi, il est indispensable de mieux communiquer auprès des malentendants, voir des médecins ORL pour chasser un trop grand nombre d'idées reçues, véhiculées par des articles de presse, qui ne traitent pas toujours des sujets dans leur totalité. Je veux parler du prix, toujours indissociable du conseil, de la durée du suivi et de la qualité du service « sur mesure » apportés par l'audioprothésiste à son patient. Et contrairement à ce que disent certains de ces articles à charge sur notre profession, le prix de l'aide auditive n'est pas le seul frein à l'appareillage. Ceux qui le pensent encore font fausse route, car vous pouvez offrir des aides auditives à un malentendant, ce n'est pas pour autant qu'il les

portera. La réalité d'aujourd'hui, c'est que nous constatons que les malentendants qui se sont orientés au départ vers des solutions d'appareillage « discount » reviennent dans les centres auditifs « non discount ». Pourquoi ?

Simplement parce que l'accompagnement qu'un appareillage exige n'est pas à la hauteur de leurs attentes. Pourtant bon nombre de malentendants sont satisfaits, voire enchantés par leurs aides auditives et ils sont de plus en plus nombreux à faire la démarche de l'appareillage, il devient primordial de rassurer ceux qui hésitent encore.

A ce propos, comment voyez-vous l'avenir de Bernafon ?

PG : Depuis toujours chez Bernafon, nous ne cessons d'améliorer les performances de nos produits et aujourd'hui, nous avons certainement le meilleur système de traitement de la parole dans le bruit du marché. Néanmoins, nous sommes convaincus que nous devons continuer nous investir dans le développement technologique de nos futurs appareils. Engagée avec passion aux côtés de nos partenaires audioprothésistes, Bernafon continue d'avancer dans cette démarche qualitative qu'elle a initiée, indispensable pour offrir toujours de meilleures solutions aux malentendants. Et nous vous le démontrerons à la rentrée de septembre 2014 avec notre nouvelle gamme de PRODUITS.



BERNAFON ACRIVA 9 IIC : une solution auditive intra-auriculaire personnalisée de très haute qualité



— Oticon

Oticon présente ses derniers modèles d'aides auditives : L'invisibilité sans compromis sur la performance !



Oticon annonce le lancement d'un tout nouveau Design RITE dans la gamme Performance et de deux intras IIC et CIC pratiquement invisibles à l'œil nu. Ces deux nouveaux appareils d'une taille minuscule intègrent pourtant la technologie Wireless pour améliorer significativement l'expérience auditive des utilisateurs, une première mondiale pour l'IIC !



Miniaturisation et discrétion pour plus de séduction !

Pour un style toujours plus fin et élégant, Oticon a conçu **une toute nouvelle coque, pour sa gamme d'aides auditives Performance** (Oticon Alta, Oticon Nera et Oticon Ria), **inspirée de son superbe Design RITE multi-primé** pour son design revisité: preuve d'un mariage réussi entre la qualité sonore, l'ergonomie et l'esthétisme, le tout pour un confort optimal de l'utilisateur.

De fabrication européenne, le Design RITE se décline dans 13 coloris de coques différents pour une esthétique parfaite, plus



proche de l'attente des utilisateurs qui peuvent ainsi assortir leurs aides auditives à leur couleur de peau ou de cheveux ou au contraire afficher leur style avec des coloris flashy et tendance, il y en a vraiment pour tous les goûts !

Les aides auditives intras IIC et CIC sont, quant à elles, **100% invisibles** puisqu'elles s'insèrent directement dans le canal auditif. Alors que 3 personnes sur 4 présentant une perte auditive avérée n'ont pas encore d'appareil auditif, ces nouveaux modèles ont de quoi séduire les futurs utilisateurs les plus réticents !

Quasiment invisibles et pourtant ultra-communicants !

Les appareils Design RITE, IIC et CIC sur mesure d'Oticon sont tous dotés de la technologie Wireless. **Pour les appareils IIC, intégrer le Wireless dans un appareil aussi minuscule représente une véritable prouesse technologique et une première mondiale !** Cette technologie ouvre tout un monde de possibilités pour les utilisateurs et améliore leur expérience auditive.

Les appareils communiquent de façon binaurale afin de créer une conscience spatiale aussi indispensable à la compréhension de son environnement sonore que les sons eux-mêmes. Tous ces nouveaux appareils sont compatibles avec les accessoires de connectivité Oticon, comme **la toute nouvelle Télécommande 2.0** qui permet de changer de programme ou de régler le volume sur des appareils dépourvus de bouton poussoir.



Avec le système ConnectLine et l'accessoire Bluetooth Streamer Pro, les utilisateurs peuvent également transformer leurs appareils auditifs en oreillettes sans-fil pour transmettre le son d'un téléviseur, d'un ordinateur ou de son téléphone mobile directement dans ses aides auditives.

Bien plus, **la nouvelle application iOS ConnectLine permet d'accéder du bout du doigt à toutes les fonctions de son iPhone** (musiques, vidéos, applications, jeux, Facetime) et d'apporter un contrôle très intuitif de ses appareils auditifs pour régler, changer de programme, ajuster des réglages personnels et bien plus encore...

Minuscules par leur taille, grandes par leurs performances !

Malgré une taille minuscule, **ces nouveaux appareils Design RITE, IIC et CIC, de fabrication européenne, offrent la même technologie auditive de pointe que les aides auditives Oticon les plus sophistiquées !** Toutes les fonctions phares de la plateforme Inium présentes dans Oticon Alta, Nera et Ria sont également disponibles dans ces nouveaux modèles.

Très haute performance et élégance peuvent enfin se combiner dans des appareils aussi petits.

Les gammes Alta, Nera et Ria reposent sur 3 dimensions :

- plus de performances
- moins d'effort d'écoute
- plus de personnalisations

Ces fonctionnalités complètes permettent ainsi aux utilisateurs de **mieux entendre dans les situations difficiles** et ainsi rester actifs tout au long de la journée.

Pour plus d'informations sur le Design Rite et les deux intras IIC et CIC, rendez-vous sur www.myoticon.fr



Phonak

Phonak Target™

Guide d'appareillage. Renouvellement d'un appareillage au coupleur 2cm³

Introduction

Les patients appareillés depuis longtemps ont des préférences particulières pour leurs réglages. Lorsqu'un nouvel appareil n'a pas la sonorité correspondant à celle à laquelle ils sont habitués, particulièrement pour des pertes sévères à profondes, la période d'adaptation peut être prolongée (Convery, E. & Keidser, G. 2011). Ce type de patients représente un défi unique pour les réglages car leur faculté à s'adapter aux changements de sonorité est limitée. Cela signifie que les avantages potentiels des nouveaux appareils auditifs peuvent être retardés par la durée du processus de renouvellement. Les notions d'acceptation spontanée et de rééducation avec la nouvelle aide auditive sont donc des objectifs essentiels des renouvellements d'appareillages. Les besoins des patients et leurs ressentis doivent être pris en compte lors d'un renouvellement, et pour chaque type de perte auditive l'approche sera différente.

Pour aider à l'adaptation, nous allons développer ici une méthode permettant d'avoir des bases de réglages pour le renouvellement. A l'aide de Phonak Target et de la chaîne de mesure au coupleur 2 cm³, nous allons effectuer un premier réglage de la nouvelle aide auditive.

Les bonnes questions à se poser concernant les aides auditives

Concernant l'ancienne aide auditive :

- Quel était le modèle (contour, intra-auriculaire, écouteur déporté) ?
- Quel était le nombre de canaux de réglage ?
- Quel était le mode de compression global (linéaire, non linéaire, WDRC, SC...) ?

- Quelles étaient les fonctionnalités existantes et comment fonctionnaient-elles ? (anti-larsen, débruiteurs...)
- Quel était le programme de démarrage de l'appareil ? Est-ce qu'il y avait déjà un système de programme automatique SoundFlow ou équivalent ?
- Quel était le mode microphonique ?

Concernant la nouvelle aide auditive

- Est-ce que le nouveau modèle est équivalent à l'ancienne aide auditive ?
- Quel est le nouveau couplage acoustique et que doit-on prendre en compte dès le début du renouvellement (paramètres acoustiques, estimation de l'évent et de la RECD par Target...) ?
- Quelles sont les options qu'il va falloir brider au début de l'adaptation pour coller à la sonorité de l'ancienne aide auditive (programme automatique SoundFlow, fonctionnalités NoiseBloc, SoundRecover, UltraZoom, Real Ear Sound...) ?

Toutes ces questions vont permettre de faciliter le choix de la nouvelle aide auditive. L'adaptation sera donc plus aisée et plus rapide.

Protocole de réglages de renouvellement à la chaîne de mesure 2cm³

Etape préalable :

Mesurez la RECD du patient. Elle sera utilisée par Phonak Target™ pour personnaliser le pré-réglage. Etape optionnelle.

Evaluation de l'ancienne aide auditive (ex : Exelia M)

1. Activez le mode de vérification de l'ancienne aide auditive pour désactiver les traitements de signaux qui peuvent influencer les courbes de réponses à la mesure au coupleur.
2. Effectuez une séquence de mesures au coupleur 2cc de l'ancienne aide auditive dans l'ordre suivant : MPO, Niveau de sortie 65dB, Ns 80dB et Ns 50dB. Pour le MPO, utilisez un balayage en sons purs, et pour les mesures de niveau de sortie, utilisez un signal ISTS.

Phonak préconise d'utiliser ces stimuli pour les différents niveaux d'entrée afin de retrouver le même affichage entre Phonak Target™ et les courbes

à la chaîne de mesure. Ces stimuli sont également pertinents pour un affichage réaliste lié à l'amplification du signal de parole.

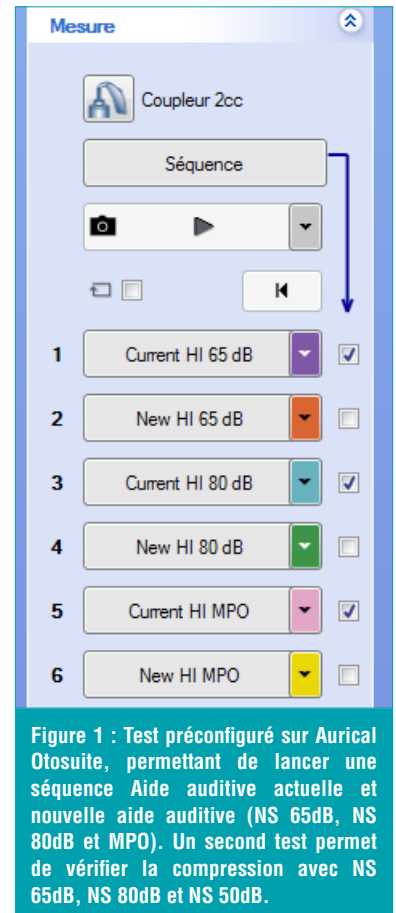


Figure 1 : Test préconfiguré sur Aurical Otosuite, permettant de lancer une séquence Aide auditive actuelle et nouvelle aide auditive (NS 65dB, NS 80dB et MPO). Un second test permet de vérifier la compression avec NS 65dB, NS 80dB et NS 50dB.

Ces courbes serviront de référence pour le réglage de la nouvelle aide auditive.

Réglages de la nouvelle aide auditive (Ex : Bolero Q90 M13)

1. Connectez la nouvelle aide auditive à Phonak Target.
2. Rentrez toutes les données acoustiques (paramètres acoustiques...) et effectuez les mesures de pré-réglage (test de larsen et d'oreille réelle, Audiogram Direct...).
3. Activez le réglage de vérification dans Adaptation fine>Gain et MPO>Assistant de vérification.
4. Sélectionnez la vérification au coupleur 2 cc (voir Fig 2 et 2bis).
5. Connectez alors l'aide auditive au coupleur 2cc.

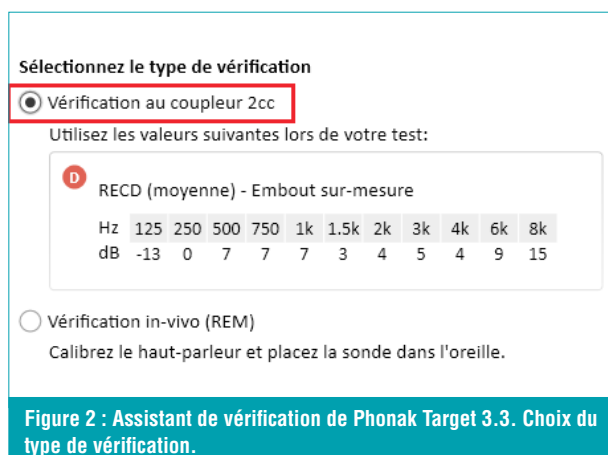


Figure 2 : Assistant de vérification de Phonak Target 3.3. Choix du type de vérification.



Figure 2bis : Assistant de vérification de Phonak Target 3.3. Toutes les fonctions adaptatives sont désactivées.

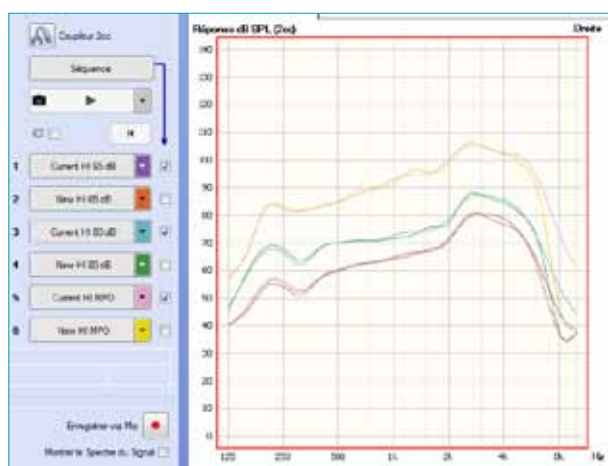


Figure 3 : Niveaux de sortie mesurés à l'aide d'Otosuite de l'ancienne et de la nouvelle aide auditive (Ns 65dB, Ns 80dB et MPO).

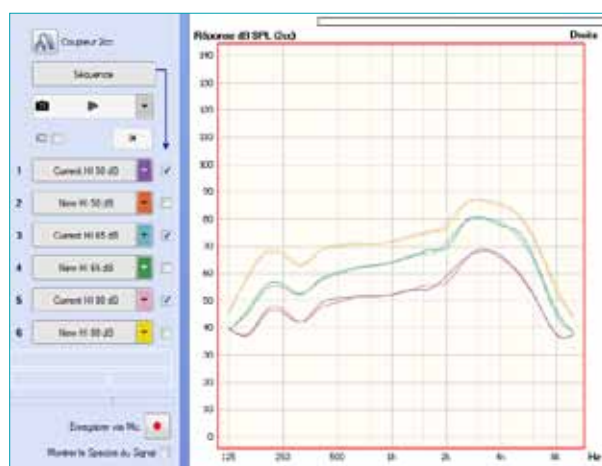


Figure 4 : Niveaux de sortie mesurés à l'aide d'Otosuite de l'ancienne et de la nouvelle aide auditive (Ns 50dB, Ns 65dB et Ns 80dB).

6. Commencez par la mesure du MPO. Modifiez les valeurs du MPO et recommencez la mesure jusqu'à ce que celle-ci soit identique au MPO de la première aide auditive.

7. Faites la même chose pour les Ns 65dB, Ns 80dB et Ns 50dB. L'ordre est important pour avoir tous les niveaux de sortie bien placés (voir Fig. 3 et Fig. 4).

La nouvelle aide auditive est ainsi réglée de manière à s'approcher au plus près des réglages de l'ancienne.

Important

Le réglage au coupleur permet d'obtenir objectivement des réglages de la nouvelle aide auditive proches de l'ancienne. Il ne faut toutefois pas oublier d'affiner les réglages au ressenti du patient.

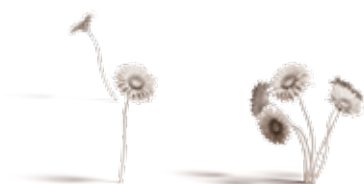
Il est également possible d'appliquer ce protocole en mesure in vivo.

Conclusion

Grâce à ce guide, les renouvellements d'aides auditives peuvent être simplifiés et la transition entre une ancienne aide auditive et une nouvelle est plus douce.

Les audioprothésistes peuvent donc aborder le renouvellement en toute confiance et ainsi rassurer les patients réticents au renouvellement.

Dworsack-Dodge, M. Biggins, A. Anderson, S. Switalski, W. Kossek, P. Timmer, B. (2012) Poster « Cela sonne exactement comme mon ancienne aide auditive »-une transition en douceur.





■ Siemens micon, les solutions auditives pour les enfants. Profitez de la rentrée pour proposer la gamme pédiatrique Siemens.

Une bonne audition est indispensable à l'acquisition du langage et au développement des capacités de communication des enfants. Associées à votre savoir-faire, nos aides auditives micon™ sauront accompagner les bébés, les jeunes enfants et les adolescents dans la découverte de tous les sons de la vie.



Nitro™ SP micon, la surpuissance

Pile 675, puissance et autonomie
Niveaux de performances : 7mi (48 canaux) et 3mi (24 canaux)
85/144 dB (valeur au simulateur d'oreille)
Nouveau boîtier avec partie haute affinée : adaptation discrète et confortable derrière l'oreille
Fonctions de sécurité : tiroir pile sécurisé, sabot audio et verrou (E-lock), en option, programmable sous Connexx™
Entrée Audio Directe pour sabot audio pour la connexion des systèmes FM
Bobine téléphonique intégrée
Boutons de contrôle programmables sur le boîtier : bouton poussoir et rocker switch ou possibilité de cache
LED de statut
Position et orientation des microphones directionnels optimisées
e2e wireless™ 2.0, compatible Bluetooth® - Technologie sans fil
Robustesse, conforme à la norme IP67, il résiste à l'eau et aux poussières, nanoprotection interne et externe, protection microphonique renforcée
Disponibles en 6 couleurs : granit, gris ardoise, beige, gris, noir et tabac (pas de changement de coque)



Motion™ P micon, la puissance

Pile 13
Niveaux de performances : 7mi (48 canaux), 5mi (32 canaux) et 3mi (24 canaux)
• Tube fin : 68/130 dB • Coude filtré : 77/137 dB • Coude non filtré : 79/140 dB (valeur au simulateur d'oreille)
Entrée Audio Directe pour sabot audio pour la connexion des systèmes FM
Fonctions de sécurité : tiroir pile sécurisé, sabot audio et verrou (E-lock), en option, programmable sous Connexx
Nouveau boîtier avec partie haute affinée : adaptation discrète et confortable derrière l'oreille
Position et orientation des microphones directionnels optimisées
Marche/arrêt au tiroir pile
Robustesse, conforme à la norme IP67, il résiste à l'eau et aux poussières, nanoprotection interne et externe, protection microphonique renforcée
e2e wireless 2.0, compatible Bluetooth® - Technologie sans fil
Bobine téléphonique
Boutons de contrôle programmables sur le boîtier : bouton poussoir et rocker switch
Disponibles en 9 couleurs : rose, bleu électrique, beige, granit, gris, gris ardoise, noir, argent, châtain



Motion™ M micon, le confort

Pile 13
Niveaux de performances : 7mi (48 canaux), 5mi (32 canaux) et 3mi (24 canaux)
• Tube fin : 63/127 dB • Coude filtré : 73/137 dB (valeur au simulateur d'oreille)
Entrée Audio Directe pour sabot audio pour la connexion des systèmes FM
Fonctions de sécurité : tiroir pile sécurisé, sabot audio et verrou (E-lock), en option, programmable sous Connexx
Nouveau boîtier avec partie haute affinée : adaptation discrète et confortable derrière l'oreille
Position et orientation des microphones directionnels optimisées
Marche/arrêt au tiroir pile
Robustesse, conforme à la norme IP67, il résiste à l'eau et aux poussières, nanoprotection interne et externe, protection microphonique renforcée
e2e wireless 2.0, compatible Bluetooth® - Technologie sans fil
Bobine téléphonique
Boutons de contrôle programmables sur le boîtier : bouton poussoir et rocker switch
Disponibles en 9 couleurs : rose, bleu électrique, beige, granit, gris, gris ardoise, noir, argent, châtain



Motion™ SX micon, la technologie

Pile 13
Niveaux de performances : 7mi (48 canaux), 5mi (32 canaux) et 3mi (24 canaux)
• Tube fin : 61/129 dB • Coude : 67/137 dB (valeur au simulateur d'oreille)
Rechargeable avec redémarrage automatique après charge
Marche/arrêt au tiroir pile
Robustesse, conforme à la norme IP67, il résiste à l'eau et aux poussières, nanoprotection interne et externe, protection microphonique renforcée
e2e wireless 2.0, compatible Bluetooth® - Technologie sans fil
Bobine téléphonique
Boutons de contrôle programmables sur le boîtier : bouton poussoir, rocker switch ou possibilité de cache
Disponibles en 11 couleurs : beige, granit, gris, tabac, noir, argent, blanc perle, blond doré, châtain, gris souris et gris ardoise



Aquaris™ micon, la robustesse

Pile 13
Niveaux de performances : 7mi (48 canaux), 5mi (32 canaux) et 3mi (24 canaux)
• Tube fin : 58/125 dB • Coude : 74/136 dB (valeur au simulateur d'oreille)
Étanche, boîtier ultra robuste, conforme à la norme IP68
e2e wireless 2.0, compatible Bluetooth® - Technologie sans fil
Bobine téléphonique via miniTek™
Marche/arrêt au tiroir pile
Traitement de surface type gomme
SecureFit pour sécuriser le port d'appareils en activité sportive
Boutons de contrôle sur le boîtier
Entrée Audio Directe
Disponibles en 5 couleurs : reflet d'argent, sable, gris rocher, gris galet et aqua



Pure™ micon, la discrétion

Pile 312
Niveaux de performances : 7mi (48 canaux), 5mi (32 canaux) et 3mi (24 canaux)
• miniÉcouteur S : 56/119 dB • miniÉcouteur M : 70/129 dB • miniÉcouteur P : 80/134 dB • miniÉcouteur SP : 82/137 dB
Rechargeable avec redémarrage automatique après charge
Boutons de contrôle programmables sur le boîtier : rocker switch
Position et orientation des microphones directionnels optimisées
e2e wireless™ 2.0, compatible Bluetooth® - Technologie sans fil
Bobine téléphonique
Robustesse, conforme à la norme IP67, il résiste à l'eau et aux poussières, nanoprotection interne et externe, protection microphonique renforcée
Disponibles en 12 couleurs : beige, granit, gris, tabac, noir, argent, blanc perle, blond doré, châtain, gris souris, esprit et gris ardoise



Starkey

Questions-réponses d'un expert : Tom Colburn La connectivité sans fil démystifiée !

À propos de l'auteur

Thomas E. Colburn est Ingénieur en chef chargé de l'équipe Architecture des systèmes sans-fil chez Starkey. Il s'investit dans la technologie sans-fil depuis le développement de l'oreillette Bluetooth® ELI pour aides auditives, reconnue comme l'une des « Meilleures inventions de 2005 » par le Time Magazine. Depuis, il a pris part à l'évolution de la plateforme sans-fil de Starkey, du projet de recherche aux sept modèles d'aides auditives sans-fil actuellement disponibles, sans oublier les accessoires SurfLink®.



Rayons infrarouges, boucles d'induction, induction magnétique en champ proche,

technologie Bluetooth®, bandes de fréquences pour la transmission radio... Nombreux sont les modes de transmission d'informations d'un lieu à un autre. C'est la connectivité sans fil. Pour les aides auditives, certains modes de transmission sans-fil sont préférables à d'autres. Pour y voir plus clair, quelques questions à Tom Colburn

IN (Innovations) : Concernant les applications aux aides auditives, quels sont les modes de transmission les plus sensés et pourquoi ?

TC (Tom Colburn) : Dans l'idéal, pour une application aux aides auditives, vous souhaitez pouvoir programmer l'aide auditive, envoyer des informations d'une aide auditive à l'autre, recevoir le son d'une télévision, d'une chaîne stéréo ou

d'un téléphone et le transmettre. Et tout cela grâce à une pile et une antenne suffisamment petites pour tenir dans un intra semi-profond. L'idéal serait que toute cette technologie soit déjà intégrée à votre téléphone, votre télévision et vos aides auditives.

C'est beaucoup demander ! Si la programmation est un incontournable, vous pouvez d'ores et déjà éliminer les infrarouges et les boucles inductives car elles sont inadaptées aux transferts de données bi-directionnel. Le Bluetooth satisfait ces exigences, mais sa consommation d'énergie est trop importante pour être appliquée aux aides auditives.

Starkey utilise la technologie RadioFréquence 900MHz, qui offre une portée suffisante et une capacité de transfert dans les deux sens de données et de flux audios, le tout avec un encombrement et une consommation d'énergie minimales. Mais il s'agit d'une technologie brevetée qui n'est donc pas intégrée aux autres appareils sans-fil de grande consommation.

IN : Dans le domaine des aides auditives et du sans-fil, les patients posent souvent la questions du Bluetooth. Dans sa configuration actuelle, il a une consommation d'énergie trop importante pour les piles que nous utilisons dans les aides auditives d'aujourd'hui. Pourquoi ?

TC : Le Bluetooth se prête presque parfaitement à notre usage : il transmet des données et des signaux audios, il dispose d'un système de détection et de correction des erreurs, il évite les interférences en les contournant et c'est un standard communément admis. Malheureusement, sa consommation moyenne d'énergie est environ quatre fois supérieure au maximum autorisé par une pile d'aide auditive. De surcroît, les fréquences radio utilisées par le Bluetooth sont facilement captées par le corps humain, ce qui pose problème pour la communication interaurale. Si il dispose bien d'un mode « économie d'énergie » qui réduit la consommation moyenne à un niveau acceptable, les pics de consommation sont encore être trop élevés pour une pile d'aide auditive. De plus, ce mode économie d'énergie ne prend pas en charge le streaming audio et n'est pas universel.

Dans l'idéal, pour une application aux aides auditives, vous aspirez à programmer l'aide auditive, envoyer des informations d'une aide auditive à l'autre, recevoir le

son d'une télévision, d'une chaîne stéréo ou d'un téléphone et le transmettre.

IN : Aujourd'hui, nous nous heurtons à des protocoles Bluetooth qui n'ont pas été conçus pour fonctionner avec des aides auditives. Est-il prévu de perfectionner ces protocoles ?

TC : Des professionnels du secteur de l'audition et nous-mêmes, mettons nos efforts en commun pour résoudre ces derniers détails. L'une des difficultés est d'arriver à faire fonctionner une quelconque radio dans la bande des 2,4GHz avec une puissance maximale qui soit compatible avec nos piles. L'autre pièce du puzzle consiste à tendre conjointement vers l'élaboration d'une norme prise en charge par des appareils étrangers à notre secteur d'activité, à commencer bien évidemment par les téléphones portables. Chez Starkey, nous adoptons une approche dynamique des aspects techniques et des partenariats.

IN : Que voyez-vous en matière de progrès de la technologie sans-fil qui révolutionneront la connectivité dans les 10 ans à venir ?

TC : Je vois une adoption quasi universelle de la programmation et du streaming audio sans-fil; une technologie sans-fil pour les aides auditives qui évolue vers une norme commune, sinon un nouveau mode Bluetooth ; un programmeur sans-fil universel qui tire parti de cette norme; des téléphones et d'autres appareils qui communiquent directement avec votre aide auditive. Et pour la suite, je prédis des applications sympas qui nous prendront tous par surprise.



Découvrez toutes les réalisations du Collège National d'Audioprothèse



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

Réalisation : Audition France Innovation

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



Précis d'audioprothèse - Tome I - ISBN n°2-9511655-4-4

L'appareillage de l'adulte - Le Bilan d'Orientation Prothétique

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

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



Précis d'audioprothèse - Tome III - ISBN n°2-9511655-3-6

L'appareillage de l'adulte - Le Contrôle d'Efficacité Prothétique

Les Editions du Collège National d'Audioprothèse

60,00 € xexemplaire(s) €
 + Frais de port France : 7,50 € xexemplaire(s) €
 + Frais de port Etranger : 9,00 € xexemplaire(s) €



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

ISBN n°978-2-294-06342-8. Editions ELSEVIER MASSON

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



Coffret de 5 CD « audiométrie vocale »

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

100,00 € xexemplaire(s) €
 + Frais de port France : 6,50 € xexemplaire(s) €
 + Frais de port Etranger : 8,00 € xexemplaire(s) €

Distorsions

1 300,00 € xexemplaire(s) €



Caducée : réservée aux audioprothésistes. Année d'obtention du diplôme.....

5,00 € €

Soit un règlement total (exonéré de TVA)€

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

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

20 rue Thérèse - 75001 PARIS - Tél 01 42 96 87 77 - cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr



MED-EL

En synchronie avec l'audition naturelle

MED-EL franchit une nouvelle étape avec son nouveau système d'implant cochléaire

En Juin dernier à Munich, à l'occasion de la 13^{ème} conférence internationale sur les implants cochléaires et autres technologies d'implants auditifs, MED-EL a lancé son nouveau système d'implant cochléaire SYNCHRONY.

Le SYNCHRONY offre désormais les meilleures possibilités en matière de sécurité IRM sur le marché des implants cochléaires, ainsi que l'audio processeur SONNET spécifiquement conçu pour reproduire le traitement du son plus naturellement. Le nouvel implant cochléaire SYNCHRONY est disponible dans tous les pays reconnaissant le marquage CE, en France il devra être enregistré sur la liste LPPR.

Conçu pour une sécurité IRM accrue

Même sans qu'il soit nécessaire de retirer l'aimant, le nouvel implant SYNCHRONY permet de réaliser des examens IRM en haute résolution jusqu'à 3,0 Tesla, grâce à la conception unique de son aimant interne auto-alignant et pivotant. Cela représente la plus grande sécurité IRM sur le marché, et rend l'examen médical bien plus confortable et fiable pour les utilisateurs d'implants cochléaires.

Une audition plus naturelle grâce à des technologies avancées

Le nouvel audio processeur SONNET offre la dernière génération de gestion automatique du son (ASM 2.0) et illustre l'objectif de MED-EL de réaliser une audition plus naturelle à l'attention des patients souffrant de perte auditive neurosensorielle de sévère à profonde.

Avec la technologie du double microphone incluse, les utilisateurs bénéficient des avancées les plus récentes en matière de



technique de réduction des bruits. L'audio processeur SONNET s'adapte activement à tout environnement sonore pour fournir la meilleure performance auditive. Contrôle automatique du volume, réduction du bruit du vent et microphone directionnel rendent cette solution très confortable pour toutes les situations auditives.

L'audio processeur SONNET EAS est également disponible avec amplification acoustique, afin de fournir une stimulation électrique-acoustique (EAS) aux candidats souffrant de surdité partielle. Le SONNET et le SONNET EAS sont tous deux entièrement compatibles avec les technologies d'implants cochléaires MED-EL des 20 dernières années.

Le processeur tout-en-un RONDO est en outre disponible comme composant externe du système d'implant cochléaire SYNCHRONY.

Des ajustements simples et rapides

Le nouveau logiciel MAESTRO 6.0 simplifie la programmation des implants cochléaires MED-EL via l'interface de programmation Max, et permet pour la première fois des ajustements bilatéraux par une seule unité de programmation. De plus, les professionnels bénéficient d'une multitude de nouvelles fonctionnalités comme une alimentation USB intégrée, une connexion aux données et un port de données téléométriques pour des mesures plus rapides et plus fiables.

Le Dr. Ingeborg Hochmair, CEO de MED-EL, est heureuse d'annoncer officiellement le lancement du nouveau système d'implant cochléaire. « Jamais auparavant n'avait existé sur le marché un implant cochléaire qui ne nécessite pas le retrait chirurgical de l'aimant pour un scanner IRM haute résolution de 3,0 Tesla », a-t-elle déclaré. « Combiné à un nouvel audio processeur qui offre les technologies de pointe disponibles uniquement grâce à MED-EL, l'implant cochléaire SYNCHRONY procure à nos utilisateurs la meilleure perception possible aujourd'hui pour la parole et la musique. Nous sommes fiers d'apporter un système d'implant cochléaire à ce point innovant sur le marché ».

Le système d'implant cochléaire SYNCHRONY (Implant SYNCHRONY et audio processeur SONNET) est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA en cours d'inscription LPP. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : Surdités neurosensorielles (surdités de perception) bilatérales sévères à profondes, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique conventionnel.

VIBRANT MED-EL Hearing Technology
400 Av Roumanille - Bât. 6 - CS 70062
06902 Sophia Antipolis Cedex
Tel +33 (0)4 83 88 06 00
Fax +33 (0)4 83 88 06 01
Email : office@fr.medel.com
www.medel.com



Actualités

du monde de l'audiologie

Les Universités d'été Phonak

20 et 21 juin au Domaine Lyon Saint Joseph
à Sainte-Foy-les-Lyon

Environ 40 étudiants ont répondu présents les 20 et 21 juin pour les Universités d'été Phonak au Domaine Lyon Saint Joseph à Sainte-Foy-les-Lyon.

Cet événement axé autour d'ateliers de travail, de présentations mais aussi d'activités plus ludiques permet à chacun de découvrir les équipes et les solutions Phonak mais aussi de profiter d'un moment de convivialité et de bonne humeur valeurs chères à l'entreprise.



Les étudiants de 2^{ème} et 3^{ème} année venus des Universités de Paris, Montpellier, Fougères, Nancy et Lyon ont été accueillis vendredi matin par les équipes Phonak (Ventes, Marketing et Audiologie).

Durant la première journée, les étudiants ont tout d'abord pu découvrir l'entreprise et la philosophie de Phonak à travers une présentation de Christian Canepa Responsable National des Ventes. Puis, le service Audiologie et le service Marketing ont pris le relais en proposant 5

ateliers de travail de 30 minutes chacun. Chaque groupe a ainsi pu découvrir et s'initier aux différents thèmes abordés au cours de ces 5 ateliers de l'après-midi :

- Le Comptoir des Accessoires
- Le Monde de Léo
- La Chaîne dans toute sa Mesure
- Le Safari Sonore
- Les Solutions Marketing Phonak

Cette journée de travail a été clôturée par une soirée dans un club de la ville et le samedi matin tous les étudiants ont brillamment participé au tournage d'un FlashDub dans le parc du Domaine sur une chanson de Stromae... vous découvrirez très bientôt le résultat final sur une vidéo qui promet d'être haute en couleurs !

Amélien Debes, Responsable du Service Audiologie se félicite de cette 3^{ème} édition des Universités d'été et commente : « Cet événement nous permet d'aller à la rencontre des étudiants afin de leur faire découvrir nos dernières innovations technologiques, nos équipes et nos valeurs. Nous avons vocation à sensibiliser ces futurs audioprothésistes sur les challenges technologiques d'aujourd'hui et de demain et leur montrer que Phonak se place en véritable partenaire de leur avenir professionnel.

Nous avons été très heureux de les recevoir près de Lyon pour ces deux jours de travail, de partage et d'échanges. »

Pour plus d'informations, contactez :
Maud Garrel - Phonak France - Relations Presse
Tél : 04 72 14 50 00
Email: maud.garrel@phonak.com





■ Phonak

Roger Guide-U : Une visite guidée passionnante

**La toute dernière
technologie numérique
de Phonak améliore
l'expérience audio des
visiteurs de musées et
d'expositions du monde
entier.**

Grâce au système Guide-U, les visiteurs des grandes expositions mondiales, telles que les Collections nationales de Dresde à la Galerie Semper, comprennent aisément ce que leur guide leur raconte. Dotée de la technologie Roger unique, la toute dernière génération de ce système de visite guidée améliore toujours et encore l'expérience d'écoute de chaque visiteur : peu importe la taille du groupe, la présence de plusieurs groupes dans une même salle ou de visiteurs malentendants, tous peuvent compter sur le Roger Guide-U pour tirer le meilleur parti de leur visite guidée.

Depuis son lancement, le Guide-U s'est imposé comme le système de visite guidée audio des plus grandes expositions mondiales. Doté de la toute dernière référence numérique, Roger, la nouvelle génération de ce système offre une compréhension de la parole limpide, même en présence de groupes de visiteurs de grande envergure ou de plusieurs groupes simultanés. Basé sur l'expertise de longue date de Phonak en matière de technologie auditive et facile d'accès, le Roger Guide-U permet même aux personnes présentant une perte auditive de suivre facilement la visite audio. Grâce aux microphones HF, les visiteurs peuvent poser des questions sans qu'aucun membre du groupe ne soit écarté de la conversation.

L'avantage du Roger Guide-U : sa polyvalence

Avec le succès grandissant des city trips et des voyages culturels, les grands musées et monuments internationaux ont vu leur fréquentation monter en flèche ces dernières années. « L'intégration de notre toute dernière référence numérique, Roger, nous permet de répondre au mieux aux besoins de ces sites », explique Maarten Barmentlo, vice-président Marketing Group pour Phonak.

« Le Roger Guide-U peut être utilisé par des groupes de toutes tailles et par plusieurs groupes en visite dans la même salle. Grâce à ses canaux illimités, il évite toute interférence audio avec d'autres appareils, tels que les réseaux WiFi, Bluetooth ou GSM. Résultat : aucun risque d'entendre des sifflements ou des parasites ». Ce système polyvalent est également de plus en plus prisé pour les visites d'usine.

Les visiteurs malentendants peuvent facilement connecter leurs aides auditives au système avec un récepteur à boucle inductive, ou sans si leurs aides auditives sont déjà équipées de la technologie Roger.

Un récepteur Roger dédié transmet les propos du guide directement dans les aides auditives des visiteurs concernés, pour une qualité de son et une compréhension optimales.

Le Roger Guide-U se prête idéalement aux présentations multimédia, aux formations et aux conférences. Le système est compatible avec les appareils multimédia et se connecte facilement avec la sonorisation existante des salles de conférence.

L'intérêt du Roger Guide-U : sa simplicité

Le Roger Guide-U est conçu pour une utilisation intuitive. Ses principaux réglages sont automatisés :



Roger Guide-U : une expérience audio remarquable pour les groupes de toute taille, même lorsque plusieurs convergent vers la même attraction.

localisation automatique des canaux, connexion des nouveaux émetteurs et récepteurs d'une simple pression sur un bouton et connexion des appareils mémorisée même après réinitialisation.

Le Roger Guide-U est le système de visite guidée le plus petit et le plus léger du marché. Il comprend un ou plusieurs microphones sans fil utilisés par le guide et un casque de réception porté par les visiteurs.

Plusieurs émetteurs, récepteurs, casques et accessoires sont disponibles, notamment un récepteur destiné aux malentendants et un microphone HF très pratique.

Le Roger Guide-U est distribué partout dans le monde par Phonak et ses partenaires.

*Pour plus d'informations sur ce système, rendez-vous sur :
www.phonakpro.fr/rogerguide-u*

Maud GARREL

Phonak France

Tél. : 04 72 14 50 00

E-mail : Maud.Garrel@phonak.com



■ Colloque ACFOS XI

**L'enfant sourd en sa famille
& dans la cité :
accès aux langues**

17 & 18 novembre 2014

Espace Reuilly

21 rue Hénard 75012 Paris

Comité scientifique

Président : Philippe Séro-Guillaume,
Linguiste, Directeur du Master d'interpré-
tation en LSF, ESIT, Paris 3
Bernard Azéma, Audioprothésiste, Acfos,
Paris

Dr Danièle Azéma, Pédiopsychiatre, Prési-
dente RAMSES, Paris

Fatah BENDALI, Président, Génération
Cochlée, Paris

Annie BLUM, Orthophoniste, ACFOS, Paris

Dr Denise BUSQUET, ORL-Phoniatre,

Vice-Présidente ACFOS, Paris

Brigitte Cabrolié, Orthophoniste/ACFOS, IdF

Annie DUMONT, Chargée d'enseignement
à Paris VI, Orthophoniste, Paris

Dr Lucien MOATTI, ORL-Phoniatre,
ACFOS, Paris

Geneviève RIEBERT, Présidente ARPADA IdF

Florence SEIGNOBOS, Psychologue,
Surgères

Avant-programme

Le diagnostic de plus en plus précoce et le développement de l'implant cochléaire - sujets traités lors des deux derniers colloques Acfos -, ont considérablement modifié les potentialités évolutives des enfants sourds. La priorité donnée à l'inclusion scolaire, la Langue des Signes prise en compte par l'Education nationale, le développement des nouvelles technologies, ont également contribué à donner de nouveaux atouts aux jeunes sourds.

Ces facteurs font que les parents sont de plus en plus précocement confrontés à la question des choix éducatifs à faire pour leurs enfants.

À l'heure actuelle, en cas de dépistage et de diagnostic précoce, et en l'absence de troubles associés, il est possible d'envisager pour l'enfant sourd la maîtrise de

plusieurs langues (français - oral et écrit -, LSF, langues étrangères...).

Quelles sont alors les conditions nécessaires et favorables au développement de ces langues et à leur utilisation dans la vie familiale, sociale et professionnelle ? Sur quelles bases les parents peuvent-ils faire des « choix éclairés » ? Quelles évolutions sont possibles et comment les mettre en place concrètement ?

Nous souhaitons que ces journées donnent largement la parole aux familles, aux professionnels mais aussi aux jeunes sourds afin qu'ils témoignent de leur parcours linguistique et de l'usage qu'ils font de leurs divers modes de communication.

Renseignements

Acfos - 11 rue de Clichy 75009 Paris
Tél. 09 50 24 27 87 - Fax. 01 48 74 14 01
contact@acfos.org - Site : www.acfos.org

■ Prochaines Formations

13-14 Oct. 2014

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

Objectifs

- Définir les retards d'évolution linguistiques,
- Améliorer le dépistage des troubles associés chez l'enfant implanté et proposer un algorithme diagnostic,
- Répondre aux interrogations des professionnels concernant la prise en charge pratique des enfants implantés ayant des troubles linguistiques spécifiques.

Contenu

- Facteurs de risque et contexte médical/ bilan médical/bilan psychométrique,
- Éléments cliniques et orthophoniques,
- Évaluation orthophonique et neurolinguistique,
- Quels aménagements de prise en charge ?
- Cas cliniques.

01-02 Déc. 2014

**L'accompagnement parental et
l'orthophoniste. Du très jeune
enfant à l'adolescent**

Objectif

- Définir ce qu'est l'accompagnement parental et acquérir des outils pour optimiser la relation parent-professionnel.

- Comprendre les répercussions du diagnostic sur la famille et sur le professionnel.

- Acquérir des outils pour la conduite d'entretiens.

- Comprendre le parcours adolescent et ses répercussions sur la famille et les professionnels.

Contenu

- Des situations concrètes d'entretiens entre parents et orthophonistes seront analysées permettant de déterminer le cadre de la relation et les moyens à mettre en œuvre pour dire "le vrai", établir un rapport de confiance et de respect mutuel. La relation qui doit s'instaurer entre le parent et l'orthophoniste est une relation « imposée » qui peut conduire à une absence de dialogue dont les interlocuteurs n'ont pas nécessairement conscience... Par ailleurs, il s'agira aussi de veiller à ne pas perdre de vue l'objectif rééducatif de l'orthophoniste et éviter la confusion des rôles.

04-05 Déc. 2014

**Utilisation des techniques
d'atelier d'écriture avec les
enfants et adolescents sourds**

Objectif

- Analyser les difficultés spécifiques rencontrées dans l'acquisition du langage écrit par les enfants et adolescents sourds.
- Maîtrise de différentes approches pour améliorer leur accès au langage écrit.

Contenu

- Présentation de jeux d'écriture et mise en situation des participants pour l'écriture en groupe ou en individuel pour leur permettre de s'approprier les jeux proposés
- Analyse de l'intérêt et du but de ces jeux d'écriture.
- Lien des consignes d'écriture avec l'acquisition des structures grammaticales et syntaxiques, leur apport dans la représentation mentale et l'imaginaire ainsi que dans la perception du récit.
- Présentation de travaux réalisés en atelier d'écriture avec des groupes d'enfants sourds ou de jeunes adultes sourds ainsi que des jeux d'écriture réalisés en individuel.
- Donner de nombreux exemples de propositions d'écriture à utiliser dans le suivi des jeunes sourds.



Communiqués de presse

MyOticon - Votre site internet 100% dédié pour les professionnels !



Parce qu'aujourd'hui Internet est consulté par plus de 65% des prospects, il devenait important de vous proposer un site uniquement accessible aux professionnels, pour plus de réactivité, plus de techniques et plus de supports à la vente !

MyOticon vous offre désormais un accès

instantané à toutes les informations utiles pour vous accompagner dans votre quotidien.

Grâce à MyOticon, vous avez un accès instantané à ...

- Toutes les informations sur les aides auditives Oticon,
- La bibliothèque de documents Oticon et tous nos logiciels et documents techniques en téléchargement (Genie, Manuel de programmation interactif, fiches techniques, bons de commande, portfolio...),
- De nombreux supports Marketing à votre disposition,

- Le Campus Oticon,
- Tous les contacts Oticon à votre service,
- Et bien plus encore !

Comment vous connecter ?

Connectez-vous sur www.myoticon.fr et demandez votre ouverture de compte en ligne ou demandez l'ouverture de votre compte à Fanny Bouley : fbo@oticon.fr

Bonne nouvelle !

Les utilisateurs d'Otishop conservent les mêmes informations de connexion !

L'application ConnectLine : un vrai raz de marée auprès des medias & des professionnels !

La nouvelle application Oticon ConnectLine pour les iPhone est un réel succès auprès des médias et des consommateurs. Disponible depuis le mois d'avril, l'application Oticon ConnectLine est téléchargeable gratuitement sur l'App Store des iPhones® et iPod Touch® ou directement sur www.appstore.com.



Pour rappel, quand le Streamer Pro est appairé avec l'application ConnectLine, il apporte des fonctionnalités intuitives qui permettent aux utilisateurs d'alterner différentes sources d'entrée en appuyant simplement sur une touche. Le volume peut être réglé individuellement pour chaque source - à l'avance ou sur le moment.

Les utilisateurs peuvent facilement passer d'une fonctionnalité à l'autre : écouter de la musique, passer un appel audio ou FaceTime. Ils peuvent également se connecter à l'intégralité du système intégré ConnectLine ce qui leur permet de recevoir le son de leur télévision, d'un téléphone fixe ou de bureau ou encore de leur microphone personnel directement dans leurs aides auditives.

Les clients peuvent donc prendre le contrôle de leurs aides auditives du bout des doigts !

Les semaines passent et les magazines, radios et TV communiquent de plus en plus sur cette application Oticon ConnectLine !

Des titres et chaînes comme : Pleine Vie, l'Echo Républicain, Centre Presse



Aveyron, République du Centre, La Vie Numérique, Mac Net, Cap Geris, Silver Reco, Vivre FM, France Bleu Gironde, France Bleu Touraine, Nostalgie Sarthe, France Inter... et même la chaîne D8 y ont consacré un article, une interview et/ou une démonstration de cette nouvelle application ! Un vrai succès ! Vous pouvez retrouver certaines des parutions en cliquant sur « j'aime » de la page Facebook d'Oticon France : www.facebook.com/OticonFrance

Contact Marketing & Communication
Aurélien Zambeaux

Responsable Marketing & Communication
Tel : 01 41 88 01 59 - Email : ac@oticon.fr



> AGENDA

SEPTEMBRE 2014



Congrès du Bucodes/SurdiFrance **Ensemble pour mieux entendre**

27 septembre à la Résidence internationale de Paris,
44 rue Louis Lumière, Paris 20ème.

<http://www.surdiFrance.org/>

OCTOBRE 2014

ACFOS Formation professionnelle

**Retard d'évolution linguistique
après implant cochléaire**

Les 13 et 14 octobre 2014 à Paris

contact@acfos.org - Site : www.acfos.org



21ème édition de la SFORL

11 au 13 octobre Palais des Congrès,
Porte Maillot - Paris à l'Institut Pasteur, Paris

<http://www.orlFrance.org/>

NOVEMBRE 2014

Colloque ACFOS XI

**L'enfant sourd en sa famille
& dans la cité : accès aux langues**

17 & 18 novembre 2014 Espace Reuilly 75012 Paris

www.acfos.org



Cilia 2014

18 au 21 novembre 2014
à l'Institut Pasteur, Paris

www.cilia2014.org



34èmes Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérologie

Du 25 au 27 novembre 2014
Cité des Sciences La Villette

Info : <http://www.jasfgg2013.com/>



DÉCEMBRE 2014

ACFOS Formation professionnelle

**L'accompagnement parental
et l'orthophoniste.**
Du très jeune enfant à l'adolescent

Les 1er et 02 décembre 2014 à Paris

**Utilisation des techniques
d'atelier d'écriture avec
les enfants et adolescents sourds**

Les 04 et 05 décembre 2014 à Paris

Info : contact@acfos.org



Enseignement Post-Universitaire

Les 5 et 6 décembre 2014

L'Enseignement Post-Universitaire 2014 sera dédié au thème
« Les méthodologies d'appareillage ». Sous la présidence de
Monsieur Eric BIZAGUET.

Le pré-programme est disponible sur le site du Collège
National d'Audioprothèse :
www.college-nat-audio.fr.

Les inscriptions seront ouvertes dès le mois de juillet.

Vous pouvez vous renseigner d'ores et déjà auprès du
secrétariat du CNA au 01 42 96 87 77
ou en adressant un mail : cna.paris@orange.fr



8ème Otoforum

Les 5 et 6 décembre 2014 au
Corum à Montpellier

Il s'agit d'un rendez-vous
incontournable de tous les
Otologues, Audioprothésistes
et professionnels de la surdité
qui devrait réunir plus de
400 spécialistes français et
francophones.

Info : www.otoforum2014.com
ANT Congrès
154 avenue de Lodève-
34070 MONTPELLIER - Tél: 04
67 10 92 23
E-mail: OTOFORUM-2014@ant-congres.com





JANVIER 2015

12^{ème} Semaine du Son 2015

Du lundi 19 au samedi 24

janvier à Paris et du dimanche 25 janvier au 1^{er} février partout en France.

La Semaine du Son sensibilise le public et tous les acteurs de la société à l'importance des sons et de la qualité de notre environnement sonore. Ses conférences, débats, ateliers, événements sonores, concerts, projections, actions pédagogiques, sont accessibles à tous gratuitement.

<http://www.lasemaineduson.org/>



17^{èmes} Assises d'ORL

Du 29 au 31 janvier 2015

Au cours de ces deux jours et demi, vous trouverez un programme toujours renouvelé et riche de nouveautés avec des ateliers pratiques, des débats contradictoires, des sessions interactive avec vote de la salle, ainsi que de nombreuses démonstrations chirurgicales en direct.

Vous aurez également l'opportunité de rencontrer dans la convivialité que vous savez si bien créer pour l'occasion, l'ensemble des professionnels des secteurs d'activités impliqués dans votre spécialité, pharmacie, implants, aides auditives, équipements médicochirurgicaux, groupements associatifs...

info@assises-ork.fr

MARS 2015

18^{ème} Journée nationale de l'audition

jeudi 12 mars 2015

Le jeudi 12 mars 2015 se tiendra la prochaine édition de la Journée Nationale de l'Audition, et ce jour là, de nombreux acteurs du monde de l'Audition et de la Santé se tiendront à votre service : Audioprothésistes, orthophonistes, ORL des services hospitaliers, Associations, Médecines du Travail, Entreprises, Villes et Collectivités, CRIJ, Services de médecine préventive des Ecoles, Lycées, Collèges et Universités, Institutions de Retraite et de Prévoyance...

www.journee-audition.org



AVRIL 2015

Congrès national des audioprothésistes

10, 11 et 12 avril 2015 au CNIT

Paris La Défense

<http://www.unsaf.org/site/le-congres/le-congres-2015-annonce.html>



Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

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

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

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



> ANNONCES



**l'Audition VIASANTE recherche
un(e) audioprothésiste (H/F)
CDD 6 mois**

MISSION : Forte d'un réseau de 4 espaces audition dans les départements de l'Aude et des Pyrénées Orientales, l'Audition VIASANTE recherche un(e) audioprothésiste pour ses centres de Perpignan.

Garant de la bonne gestion du centre auquel vous êtes rattaché, vous êtes assisté dans votre mission par une secrétaire audio. Vous apportez votre expertise avec le souci de l'efficacité, de la qualité de la Relation Client et de la coopération avec les autres activités de l'entreprise.

PROFIL : Audioprothésiste DE débutant ou expérimenté.
Poste en CDD temps complet basé à Perpignan
Rémunération fixe + primes sur résultats + mutuelle d'entreprise + tickets restaurant.

CONTACT

Envoyer C.V. et lettre de motivation à Mutuelle VIASANTE
Direction du Développement Social à l'attention d'Audrey ROTTIER QUAGLIERINI
104 avenue Franklin Roosevelt 11885 CARCASSONNE CEDEX
ou par e-mail à ressourceshumaines@viasante.fr

La Mutualité Française Haute-Saône SSAM
recrute pour le **développement de ses centres**

2 audioprothésistes

CDI, temps plein ou temps partiel
Débutants acceptés
Statut cadre
Rémunération attractive : fixe + variable



NOS ATOUTS :



- **L'humain est au cœur de nos priorités**
- **Un environnement professionnel technique innovant**
- **Une politique de formation dynamique**

- **Vous êtes assisté dans votre mission par des professionnels qualifiés :** assistante audioprothésiste, services tiers-payant, comptabilité, informatique, communication.... **vous permettant de vous recentrer sur le cœur de votre métier.**

Avantages : ▪ Tickets restaurant, Mutuelle, Chèques vacances
▪ Prévoyance, Plan Epargne Entreprise
▪ Comité d'Entreprise

Merci d'adresser votre CV et lettre de motivation à Jérôme FAGUET
Mutualité Française Haute-Saône SSAM
3 rue de la Mutualité • 70000 VESOUL
06.38.55.17.58 ▪ jerome.faguet@mutualite70.fr



L'audition, c'est

www.entendre.com



**OFFRE EXCLUSIVE
1 AN d'adhésion GRATUITE !**

**Vous souhaitez rejoindre l'équipe d'un
de nos audioprothésistes indépendants
ou créer votre propre affaire ?**

Prenez rapidement contact avec nous !

**Fabienne DESABRES-LEPAGE au 01 30 07 17 87
2 bis, rue Francisco Ferrer - 78210 Saint-Cyr-l'École
email : fdesabres@entendre.fr**



PROFESSIONNALISME

L'expertise auditive
avec un réseau
de plus de
100 audioprothésistes
D.E partout en France



INNOVATION

Une gamme exclusive
de lunettes auditives,
les AUDIOvisuelles.
Un pack tout compris
avec notre propre
marque d'aides
auditives



ACCESSIBILITE

Le meilleur rapport
qualité/prix/service
Des possibilités
de financement

AUDIO 2000 recrute !

Rejoindre AUDIO 2000 c'est :

- Faire parti d'un réseau de plus de 270 centres
- Avoir un accompagnement sur les différents types de collaboration (franchise, salariat, installation en « corner » en magasin d'optique)
- Avoir une zone de concession exclusive

Les + :

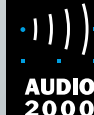
- Bénéficiez d'une opportunité de partenariat avec nos 1400 magasins Optic 2000 et Lissac
- Profitez d'un diagnostic personnalisé afin d'optimiser vos performances en centre AUDIO 2000.

Retrouvez AUDIO 2000
avec ce flashcode



**CONTACTEZ dès maintenant
notre Responsable Développement
Yannick Joubert au
06 17 35 17 65 / 01 41 23 76 41
ou par mail yannick.joubert@audio2000.fr**

www.audio2000.fr





Harmonie Services Mutualistes recrute pour son union Mutualité Française Anjou-Mayenne

1 Audioprothésiste H/F

Pour son centre d'audition mutualiste + CERTA situé à Angers (49 - Maine et Loire)

Responsable de la clientèle de votre centre, vous contribuerez à sa fidélisation et à son développement, dans le respect des valeurs de l'enseigne Audio Mutualiste.

Votre activité pourra s'inscrire dans une dynamique d'entreprise en lien avec les prestations du CERTA, centre d'évaluation et de réadaptation des troubles de l'audition, reconnue pour son expertise dans différents domaines tel que le traitement des acouphènes chez l'adulte.

Titulaire du diplôme d'état d'audioprothésiste, vous êtes autonome, votre sens commercial et vos qualités humaines sont reconnus.

Pour un parcours professionnel stimulant, rejoignez un réseau d'audioprothésiste d'envergure nationale à l'écoute de vos aspirations.

- CDI à pourvoir dès que possible - temps plein et partiel possible.
- Débutants acceptés.

Merci d'adresser votre Cv et lettre de motivation à :

Claire GARNIER
Chargé RH Mutualité Française Anjou Mayenne
67 rue des Ponts de Cé - 49 028 ANGERS cedex 01
Tél. : 02 41 68 89 43

www.nousrecrutonsdesaudios.com

Harmonie services mutualistes

MUTUALITÉ FRANÇAISE CHARENTE MARITIME

recherche

2 AUDIOPROTHÉSISTES

CDI

Poste à pourvoir à compter de septembre 2014

pour
SAINTES ROYAN

Merci d'adresser votre candidature (lettre manuscrite + CV + Photo) à :

Mutualité Française Charente Maritime
28 avenue A. Einstein - BP 259
17012 LA ROCHELLE CEDEX
Tél 05 46 50 50 44 - Fax 05 46 50 20 14
Mail : pothaburu@mutualite79.fr ou paie@mutualite17.fr

AUDITION CONSEIL RECRUTE

Audioprothésistes D.E.
postes à pourvoir toutes régions

Merci de nous faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée :
o.delatour@auditionconseil.fr

Audition Conseil, 325 centres en France
www.auditionconseil.fr

MUTUALITÉ FRANÇAISE DEUX-SÈVRES

recherche

2 AUDIOPROTHÉSISTES

CDI

Poste à pourvoir pour octobre 2014

pour
NIORT THOUARS

Merci d'adresser votre candidature (lettre manuscrite + CV + Photo) à :

Mutualité Française Deux-Sèvres
20 rue de l'hôtel de ville
79000 NIORT
Tél 05 49 77 36 74 - Poste 102



> ANNONCES



L'audition pour passion

**DYAPASON recherche
des audioprothésistes DE
pour différents membres
adhérents à son réseau.**

**Merci de faire parvenir
votre candidature en précisant
la région souhaitée à :
Philippe Delbort 06 98 20 64 46
philippe.delbort@gmail.com**



**La Mutualité Française Union Territoriale
de Tarn et Garonne recrute**

un AUDIOPROTHÉSISTE (H/F)

- ▶ CDI temps plein
- ▶ Statut Cadre
- ▶ Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste
- ▶ Poste à pourvoir

CV + lettre motivation à adresser à :

**Mutualité Française Union Territoriale de Tarn et Garonne
15 allée de l'Empereur - 82000 Montauban
Pour toute information complémentaire, vous pouvez
contacter Mme Odile FERRARA, Directrice Générale**



**Organisme Mutualiste de 570 salariés proposant des services
de soins et d'accompagnement (soins à domicile, services à
domicile, résidences pour les aînés, centres optiques,
dentaires et d'audioprothèse), recherche un(e) :**

Audioprothésiste

Attachés à des valeurs humaines et de proximité, nos 4 centres « Audition Mutualiste » proposent des solutions adaptées aux besoins, aux prix les plus justes.

Contrat : CDI / CDD - Temps plein / Temps partiel

Accueil de stagiaires au Centre Audio de Bourran (Rodez)

Missions : Dans le cadre des objectifs assignés à l'activité audioprothèses et dans le respect des prescriptions médicales :

- Vous procédez à la réalisation des audiogrammes et à l'étude des attentes et besoins de la patientèle.
- Vous choisissez l'appareil auditif le mieux adapté et en assurez l'adaptation et le contrôle d'efficacité permanente.
- Vous assurez la gestion administrative du centre (devis, facturation, statistiques...) et participez au développement de l'activité.

Profil : Vous êtes obligatoirement titulaire du diplôme d'audio-prothésiste. Vous bénéficiez de qualité d'écoute et de contact humain. Vous êtes attentif et faites preuve de patience et de compréhension.

Statut et salaire : Selon profil

Affectation : Aveyron, Midi-Pyrénées, France

Nos atouts :

- Collaboration et concertation étroite entre la Direction et les audioprothésistes dans l'organisation et la vie du centre
- Centres récents et matériel neuf issu des dernières technologies
- Appui de services supports pour la gestion administrative du centre
- Rattaché à une enseigne nationale (échanges, partage d'expérience entre praticiens...)
- Formations annuelles (EPU)
- Fournisseurs leaders sur le marché

Envoyer CV + lettre de motivation à : UDSMA - Mutualité Française Aveyron,
Direction des Ressources Humaines, 2 bis rue Villaret, 12023 Rodez Cedex ou
drh@udsma.tm.fr.

Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

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

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse

cna.paris@orange.fr

03.21.77.91.24



micon
Technologie
Siemens

www.siemens.fr/audiologie

micon, les solutions auditives pour les enfants. Profitez de la rentrée pour proposer la gamme pédiatrique Siemens.

Une bonne audition est indispensable à l'acquisition du langage et au développement des capacités de communication des enfants. Associées à votre savoir-faire, nos aides auditives micon™ sauront accompagner les bébés, les jeunes enfants et les adolescents dans la découverte de tous les sons de la vie.

- **Nitro™ SP micon, la surpuissance** : contour 85/144, sécurité enfant, pile 675, Entrée Audio Directe.
- **Motion™ P micon, la puissance** : contour 68/130 ou 79/140, tiroir pile sécurisé, pile 13, Entrée Audio Directe.
- **Motion™ M micon, le confort** : contour affiné, tiroir pile sécurisé, pile 13, Entrée Audio Directe.
- **Motion™ SX micon, la technologie** : contour rechargeable, pile 13, connexion FM via miniTek™.
- **Aquaris™ micon, la robustesse** : contour étanche (IP68) et robuste, pile 13, connexion FM via miniTek.
- **Pure™ micon, la discrétion** : contour RIC discret, rechargeable, pile 312, connexion FM via miniTek.



Siemens Audiologie met à disposition des parents un **guide conseil** pour les accompagner dans le développement de leurs enfants souffrant de perte auditive.

Vous pouvez le commander sur simple demande auprès de notre service client :

- Par téléphone : 01 49 33 15 15 - Choix 1
- Par email : commande.audio.fr@siemens.com



Life sounds brilliant.*

*La vie sonne brillamment.



L'aide auditive "Made for iPhone"

Toute la presse en parle



«100 % Mag»



«De quoi je me mail»



«Innovations week-end»



Le lancement de notre solution auditive Halo a reçu un franc succès qui ne se dément pas !

Des diffuseurs et la presse écrite tels que **M6, RMC, RTL, Notre temps, Santé AZ au féminin, 24H Santé** ont réalisé des reportages pour présenter cette nouvelle technologie révolutionnaire.

Halo a été très bien accueillie par les médias et aussi par les utilisateurs. Découvrez le **témoignage de l'un d'entre eux** disponible dans la rubrique ACTUALITES sur notre site starkeyfrancepro.com :

«Halo, Témoignage patient».

Comme tous les professionnels de santé auditive, la mission première de Starkey est d'aider à mieux entendre. Halo™ est spécialement conçue pour fonctionner avec l'iPhone®, et elle est née de notre volonté d'atteindre cet objectif.

L'alliance de la technologie la plus avancée de Starkey et de l'appli mobile la plus fiable du marché, fait de Halo, la nouvelle référence en matière de performances et de personnalisation, tout en offrant une connectivité et des réglages pratiques.

Développée simultanément avec

notre nouvelle appli exclusive, TruLink Hearing Control, Halo se connecte directement à l'iPhone du patient (via la technologie Bluetooth®) et se transforme en solution auditive la plus personnalisable jamais conçue.

Aussi facile à utiliser et intuitive que l'iPhone lui-même, Halo intègre spontanément l'univers du patient, pour une vie tout simplement meilleure.



Pour en savoir plus sur TruLink, scannez ce code et visitez notre site trulinkhearing.fr.



L'audition est notre mission™

Les mentions "Made for iPod," "Made for iPhone," et "Made for iPad" désignent un accessoire électronique qui a été conçu spécialement afin d'être connecté à des modèles iPhone, iPad et iPod et qui a été certifié par le développeur conforme aux normes de performance d'Apple. Apple n'est pas responsable du fonctionnement de cet appareil ni de sa conformité aux normes de réglementation et de sécurité. Veuillez noter que l'utilisation de cet accessoire avec un iPod, iPhone ou iPad peut affecter la performance sans-fil. Halo et TruLink sont compatibles avec les iPhone 5s, iPhone 5c, iPhone 5, iPhone 4S, iPad Air, iPad (4^{ème} génération), iPad mini avec écran Retina, iPad mini, et iPod touch (5^{ème} génération). Apple, le logo Apple, iPhone, iPad, iPod touch, Siri sont des marques Apple Inc., enregistrées aux Etats-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque d'Apple Inc.

© 2014 Starkey. Tous droits réservés.