Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE DU COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

Volume 29 - Septembre/Octobre 2016 - Numéro 5

Dossier

Impact économique du déficit auditif en France et dans les pays développés

Revue de la littérature scientifique 2005-2015

ISSN 09803483

Veille technique

Les innovations des industriels

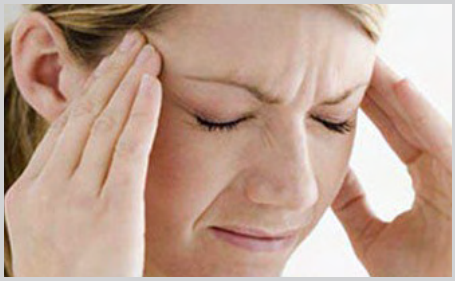
Actualités et agenda

Formations, congrès...

Cas clinique pédiatrique

Une surdité atypique

Natalie LOUNDON, Fiona ALVIN



Veille acouphènes

Acouphène : de quoi est-on certain ? Meta-analyse des connaissances basées sur l'évidence

Philippe LURQUIN, G. KAMYSZ

Métier et Technique

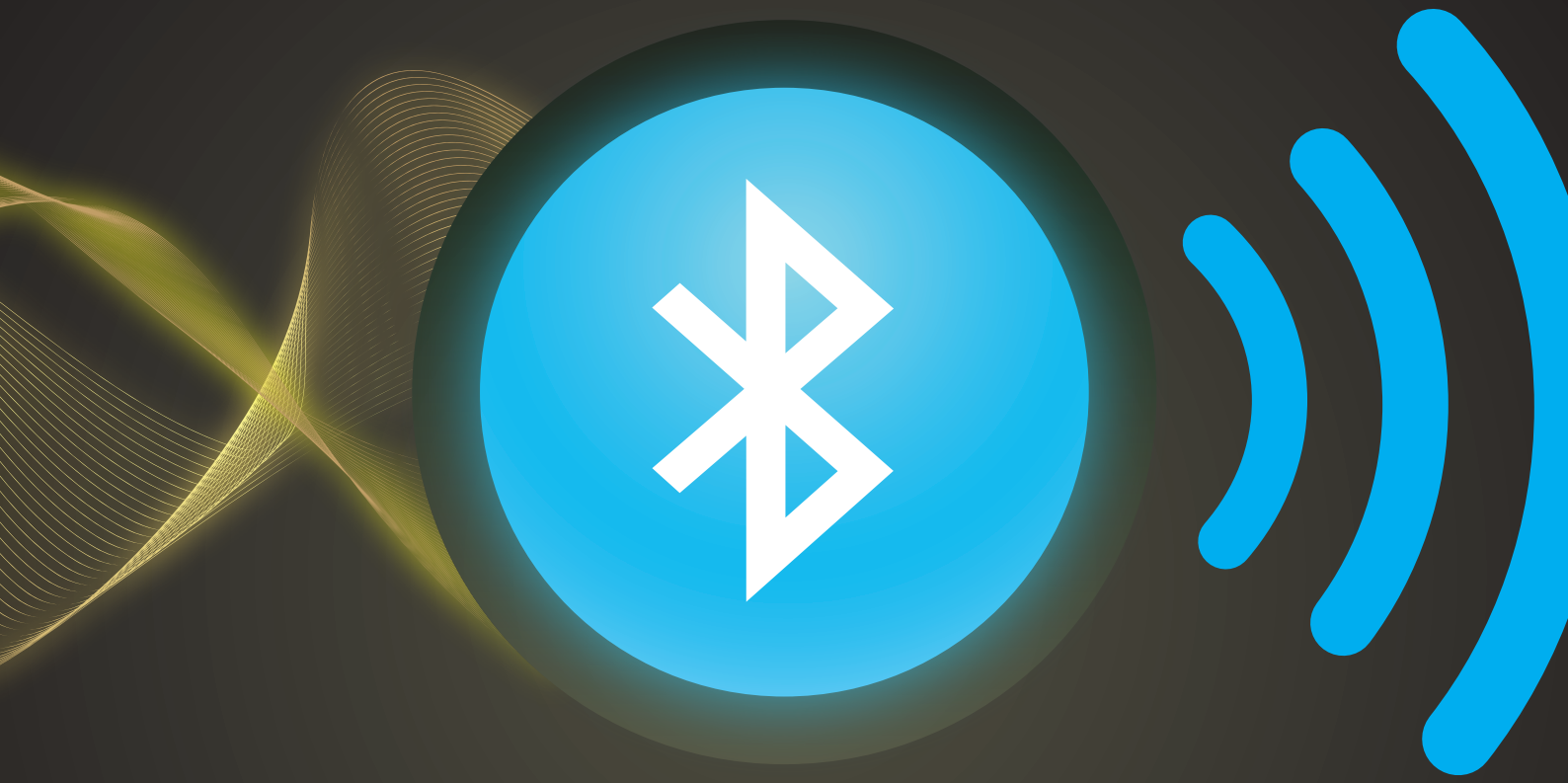
Effet de l'encrassement des µ sur les performances des implantés cochléaires en fonction des stratégies de codage

P.A. CUCIS, C. BERGER-VACHON, E. TRUY, H. THAI VAN, F. MILLIOZ, F. SELDRAN, S. GALLEGO

UNIQUE™

LIVE LIFE LARGE

CONNECTEZ-VOUS EN 2,4 GHz



CONNECTIVITÉ

INTUITIVITÉ

Les appareils auditifs de la marque WIDEX sont indiqués pour la correction de pertes auditives légères, moyennes, sévères et profondes.
Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. En cas de doute, demandez conseil à un spécialiste. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. NOVEMBRE 2016. RCS Evry 967201146. FR 61967201146

WIDEX®

Sommaire

3 Editorial
Paul AVAN

5 Le mot du Président du Collège
Stéphane LAURENT

6 Dossier
Impact économique du déficit auditif en France et dans les pays développés
Revue de la littérature scientifique 2005-2015
synthèse du rapport final - Mars 2016
Jean de KERVASDOUÉ, Laurence HARTMANN

34 Métier et technique
Influence de la stratégie de codage de l'implant cochléaire sur la reconnaissance de syllabes en milieu bruité en fonction de l'encrassement du microphone
P.A. CUCIS, C. BERGER-VACHON, E. TRUY, H. THAI VAN, F. MILLIOZ, S. GALLEGO

Apport du nettoyage du microphone sur la reconnaissance de syllabes par des sujets implantés cochléaires utilisant les stratégies de codage CIS et N of M
P.A. CUCIS, C. BERGER-VACHON, E. TRUY, H. THAI VAN, F. SELDRAN, S. GALLEGO

48 Cas clinique pédiatrique
Une surdité atypique
Natalie LOUNDON, Fiona ALVIN

51 Veille acouphènes
Acouphène : de quoi est-on certain ?
Meta-analyse des connaissances basées sur l'évidence
Philippe LURQUIN, G. KAMYSZ

57 Veille technique
Les innovations des industriels
MED-EL, OTICON, PHONAK,
SIGNIA - SOLUTIONS AUDITIVES SIEMENS, STARKEY, WIDEX

73 Actualités et Agenda

78 Annonces

Liste des annonceurs
Annuaire français d'audiophonologie
Cabinet Bailly - Dyapason
MED EL - Phonak
Siemens - Starkey - Widex

Les Cahiers de l'Audition
Sept./Oct 2016 - Vol 29 - N°5

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

Editeur
Collège National d'Audioprothèse
Président Stéphane LAURENT
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
step.laurent@wanadoo.fr

Directeur de la publication et rédacteur
Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
acoez@noos.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

Dépot Légal à date de parution
Septembre/Octobre 2016
Vol. 29 N°5
Imprimé par Simon Graphic - Ornans

Le Collège National d'Audioprothèse

Président	Président d'honneur	Président d'honneur	1er Vice Président	2e Vice Président	Secrétaire Général	Secrétaire général adjoint	Trésorier général	Trésorier général adjoint
Stéphane LAURENT	Xavier RENARD	Eric BIZAGUET Délégué Général chargé de mission auprés des services publics	Arnaud COEZ	Matthieu DEL RIO	François LE HER	Frank LEFEVRE	Eric HANS	Jean-Jacques BLANCHET

Membres du Collège National d'Audioprothèse

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	Charles ELCABACHE	Robert FAGGIANO
STÉPHANE GALLEGO	Stéphane GARNIER	Thierry GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD	Céline GUEMAS	Jehan GUTLEBEN	Bernard HUGON
Jérôme JILLIOT	Yves LASRY	Maryvonne NICOT-MASSIAS	Morgan POTIER	Frédéric REMBAUD	Christian RENARD	Thomas ROY	Benoit ROY
Philippe THIBAUT	Jean-François VESSON	Frédérique VIGNAULT	Alain VINET	Paul-Edouard WATERLOT			

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

Jean-Pierre DUPRET	Jean OLD	Georges PEIX	Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

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

Editorial

Paul AVAN

Le dossier de ce numéro a été monté par des économistes de la Santé bien connus, Jean de Kervasdoué et Laurence Hartmann : leur rapport commandité par les syndicats professionnels d›audioprothésistes a fait l'objet d›une synthèse et c'est celle-ci qui est publiée dans les Cahiers. Les considérations économiques qui préoccupent la profession ont un large impact, auprès du grand public concerné par l'appareillage comme auprès des pouvoirs publics qui régulent le secteur et restent attentistes vis-à-vis des conditions de remboursement. Nous savons que l›image de l›appareillage est souvent distordue, en termes de rapports coût – service rendu et implication des professionnels – marges bénéficiaires. Pourtant, les données statistiques indiquent que malgré le reste-à-charge important, plus de deux millions de Français étaient porteurs d'aides auditives en 2012 même si un million de Français éligibles aux aides auditives n'y accédaient pas. En France, l'observance est très élevée, bien plus que dans les pays d'Europe où l›accès aux aides auditives est massif car peu onéreux. On en déduit que le suivi, l'adaptation tout comme l'adéquation de l'appareil aux besoins sont bons en France et que l'audioprothésiste français remplit bien son rôle.

Par-delà les résultats économiques encourageant la poursuite du cadre actuel de la profession, le rapport soulève en passant nombre de questions intéressantes, qui interpellent et devraient motiver des études ultérieures. Dans un ordre arbitraire, on peut citer des considérations scientifiques, techniques et basées sur la qualité de vie.

Le rapport souligne notamment l'intérêt qu'il y aurait à mieux cerner la prévalence du déficit auditif en population générale qui n'est connue qu'en cas de recours au soin, et qu'en décibels, ou alors est extraite d'études déclaratives. Mais on sait maintenant que la perte en dB n'est pas toujours un index pertinent de handicap auditif, comme de nombreux intervenants de la journée scientifique du congrès de l'UNSAF l'ont montré au fil des années. Les auteurs du rapport posent donc la question du dépistage des troubles auditifs qui sous-tend la prévention précoce et la lutte contre la perte d'autonomie (elle aussi abondamment évoquée lors des précédents congrès et dans nos colonnes, ainsi que l'interaction entre pertes auditives et dégradation de la santé dans de nombreux domaines, cognition, équilibre, psychologie, rendement au travail, etc). Ils suggèrent aussi d'inciter les médecins généralistes et les médecins du travail à une campagne de prévention secondaire au fil de l'eau, lors des consultations médicales pour les personnes en fin de vie active. Se pose aussi la question d'une autre population à risque, les enfants, et on sait que certains pays ont introduit un dépistage auditif à l'école beaucoup plus ambitieux et exhaustif que celui pratiqué en France. Enfin, disent les auteurs, la valeur ajoutée des produits haut de gamme devrait être davantage documentée dans la littérature scientifique, même si l'on sait à quel point il est difficile de concilier ceci avec la légitime compétition entre fabricants et le légitime secret qui entoure les algorithmes propriétaires.

Paul Avan

Recevez Les Cahiers de l'Audition !

Les Cahiers de l'Audition

Afin de pouvoir continuer de vous adresser efficacement Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse, merci de bien vouloir nous confirmer votre adresse postale et votre adresse mail soit directement à l'adresse :

cna.paris@orange.fr

Soit en nous retournant le coupon détachable ci-dessous.

En cas de changement d'adresse postale ou mail, pensez à nous communiquer vos nouvelles coordonnées.

✂

☐ **Je souhaite recevoir les Cahiers de l'Audition**

Nom .....

Prénom .....

Adresse d'envoi des Cahiers de l'Audition .....

.....

Pays .....

Code postal .....

Ville .....

Adresse mail .....

.....

A retourner par courrier à :

Collège National d'Audioprothèse - Séverine Fau
20 rue Thérèse - 75001 Paris

C.N.A
Collège National d'Audioprothèse

Le mot du Président du Collège
Stéphane LAURENT

Analyses économique, scientifique et politique : comment les concilier ?

L'étude médico-économique de Jean de KERVASDOUE et Laurence HARTMANN illustre à merveille l'intérêt de croiser les domaines que sont l'analyse économique, une démarche scientifique, les enjeux de santé publique et l'utilisation politique des raisonnements ainsi élaborés.

Il a en effet longtemps été considéré que l'on ne pouvait faire cohabiter les aspects économiques et médicaux d'un même secteur, comme si l'un relevait purement du domaine des marchés et l'autre strictement du domaine des soignants. Or si le maintien en bonne santé a bien évidemment un coût il procure également à la société un indéniable progrès inscrit dans l'histoire de l'humanité. Rien de cynique, donc, à s'interroger sur le coût d'un champ de la santé, en regard des « bénéfices » sociétaux procurés.

La mise en perspective des ces « grands chiffres » apporte par ailleurs un regard distancié et nouveau sur notre métier et plus globalement sur l'ensemble du contexte de la correction auditive. Cette vision macroscopique européenne - au-delà de son rôle démonstratif quant aux biens fondés économique et qualitatif - distille après lecture cette responsabilité collective quant aux coûts de l'appareillage certes, mais surtout au coût du non-appareillage ! Ne rien faire coûte plus cher à la société mais appareiller doit rimer avec un certain niveau de qualité.

Renouvelons donc notre volonté d'être des acteurs de l'amélioration de la qualité des soins auditifs. La France a déjà fait la preuve d'une certaine réussite en la matière mais l'avenir doit se dessiner sous la plume d'une persévérance dans cette direction. Rien n'est jamais acquis et la maximisation de l'observance à long terme nécessitera plus que jamais de nous des savoirs faire, des postures professionnelles, des connaissances larges et de plus en plus précises.

J'en veux pour preuve et illustration deux des sujets abordés dans ce même numéro : l'importance d'un microphone en bon état de fonctionnement sur le processeur d'un implant cochléaire (mais la remarque vaut pour les aides auditives), qui nous fait évidemment réfléchir à la notion d'observance et maintien des performances à long terme des dispositifs auditifs. Et, ensuite, une surdité atypique en appareillage pédiatrique. Ce dernier cas vient illustrer ce qui est notre quotidien : la diversité des cas et des situations. Si des invariants sont évidemment observables dans l'activité au long cours d'un audioprothésiste, que d'incartades autour de la moyenne, de cas particuliers, d'imprévus !

La synthèse de tout cela est éminemment politique en ce sens que la problématique de santé publique qu'est l'audition, ses implications, ses coûts, la complexité de la prise en charge par les audioprothésistes nous font clamer haut et fort que les fondements de notre exercice ne sont pas sans valeur et doivent être compris du plus grand nombre - décideurs inclus ! - avant toute révolution copernicienne inutile !

Stéphane LAURENT
Audioprothésiste D.E.
Responsable Pédagogique Ecole J.-E. Bertin Fougères/ Rennes
Président du Collège National d'Audioprothèse

> Dossier

Impact économique du déficit auditif en France et dans les pays développés

Revue de la littérature scientifique 2005-2015

Synthèse du rapport final - Mars 2016

Laurence HARTMANN
Jean de KERVASDOUÉ

Impact économique du déficit auditif en France et dans les pays développés

Laurence HARTMANN
Maître de conférences, Conservatoire national des arts et métiers

Jean de KERVASDOUÉ
Professeur émérite, Conservatoire national des arts et métiers

Revue de la littérature scientifique 2005-2015

Synthèse du rapport final - Mars 2016

Cet article présente les principaux éléments du rapport éponyme réalisé et publié en mars 2016 sur demande des syndicats professionnels d'audioprothésistes (UNSAF, SYNEA, SYNAM, CNA). Les lecteurs souhaitant accéder à la version intégrale du rapport sont invités à le télécharger sur www.unsaf.fr

1 Introduction

Le déficit auditif concerne en France plus de six millions de personnes qui en subissent un impact sur la vie quotidienne. Les personnes âgées de plus de 50 ans sont les plus fréquemment touchées - un tiers de cette population - car le déficit auditif survient le plus souvent au cours de la vie (88% des Français) par le phénomène naturel de presbyacousie ou à la suite de l'exposition au bruit.

Si le déficit auditif se manifeste par des limitations fonctionnelles directes (difficulté de compréhension et de communication), il est également associé à une plus grande fréquence des troubles mentaux, du déclin cognitif, des chutes et même de la mortalité, indépendamment des effets de l'âge ou du sexe. Le déficit auditif peut donc précipiter les personnes âgées vers la dépendance. La littérature scientifique médicale abonde sur le sujet et commence à établir, par les preuves, le lien de causalité supposé entre dégradation de l'audition et dégradation de l'état de santé. On observe aussi que le recours aux soins et les dépenses de santé sont plus élevés pour les personnes concernées. Le déficit auditif est donc une question de santé publique majeure.

Le recours à des aides auditives (audioprothèses) permet de compenser dans une certaine mesure les difficultés d'audition et de permettre ainsi une réhabilitation de l'individu : en 2012, plus de deux millions de Français étaient porteurs d'aides auditives. Toutefois, ce recours aux soins pourrait encore être encouragé puisque l'on considère qu'un million de Français seraient éligibles aux aides auditives mais n'y accèdent pas. La faible solvabilisation de l'appareillage comme le défaut d'information sur les conséquences du déficit auditif sont les deux principales raisons de cette couverture partielle de la population au regard de ses besoins. Le prix de l'appareillage s'élève à 1535 euros en moyenne pour une oreille, 3070 en cas d'appareillage binaural. Or, cette dépense est très faiblement socialisée et très partiellement réassurée par les organismes complémentaires, laissant un reste-à-charge élevé pour le patient. L'amélioration du recours aux aides auditives constitue donc un enjeu déterminant en termes d'accessibilité financière et d'équité, mais également au titre de l'efficacité puisque les aides auditives pourraient réduire les conséquences du déficit auditif sur l'état de santé et sur les dépenses de santé associées et améliorer ainsi la qualité de vie du patient. Pour autant, le secteur des audioprothèses en France est marqué par un fort attentisme des pouvoirs publics : la régulation du secteur s'est figée depuis plusieurs décennies, faute d'information suffisante sur le service attendu des aides auditives. Ce défaut d'information et de régulation a donné lieu à un certain nombre de rapports récents, produits par la Cour des comptes et l'Inspection générale des affaires sociales, qui soulignent l'urgence de réviser les règles d'accès aux aides auditives et de fournir dans le même temps une évaluation économique de l'appareillage.

L'évaluation économique de l'appareillage pourrait en éclairer l'efficience et, le cas échéant, conduire à une révision du périmètre de financement socialisé des aides auditives, dès lors que l'impact budgétaire pour l'assurance maladie en est supportable. Une telle évaluation impose de raisonner en termes d'utilité et en qualité de vie pour les porteurs d'aides auditives et de comparer le rapport coût-utilité de l'appareillage vs le non appareillage. Dans le prolongement de cette question, se pose celle du dépistage des troubles auditifs pour prévenir précocement la perte d'autonomie. Est-il opportun d'en envisager une généralisation auprès des personnes en fin de vie active ? Quelles en seraient les modalités et l'efficience ?

Afin d'éclairer ces questions, notre étude propose un état des lieux de la littérature scientifique et de la littérature grise parue entre 2005 et 2015. Nous la mettons en perspective avec quelques outils conceptuels pour ébaucher une analyse économique de la régulation du secteur, puis suggérer un cadre de référence pour estimer quelques ordres de grandeur du coût et de l'utilité des aides auditives. Cet article est donc scindé en deux principales parties. La première partie traite spécifiquement du déficit auditif en France et présente les principales règles qui organisent l'accès et la fourniture des appareillages. Elle se poursuit avec une comparaison internationale de quelques pays pour lesquels des données comparables sont disponibles. La deuxième partie documente d'abord le fardeau sanitaire que représente le déficit auditif en rappelant les résultats récents de publications-clés parues dans des journaux médicaux scientifiques. Elle s'attelle ensuite à proposer un scénario d'évaluation à partir des quelques travaux publiés sur le sujet et des quelques données disponibles pour la France.

1 Le déficit auditif : données de cadrage

Nous présentons en premier lieu les principales données de prévalence pour la population française et les principales caractéristiques de l'accès aux audioprothèses. Nous comparons en second lieu ces données à celles des pays d'Europe.

1.1 Prévalence du déficit auditif et des limitations fonctionnelles auditives en France

Au plan médico-technique, le déficit auditif se mesure en France par des classes de décibels (dB) non entendus par une personne : de 0 à 20 dB, la personne a une audition normale ou subnormale ; de 21 à 40 dB, la déficience auditive est légère ; de 41 à 70 dB, la déficience auditive est moyenne ; de 71 à 90 dB, la déficience est sévère; de 91

à 119, la déficience auditive est profonde et au-delà de 120 elle est totale[1]. La mesure de la déficience auditive en dB, réalisée par l'oto-rhino-laryngologiste (ORL) ou l'audioprothésiste, ne permet pas d'évaluer la prévalence du déficit auditif en population générale puisqu'elle suppose un recours aux soins. L'enquête décennale Handicap-santé 2008, menée par l'Insee et la Drees et publiée en 2014 est la principale enquête déclarative française permettant de repérer la prévalence du déficit auditif et des limitations fonctionnelles auditives (Haeusler, Mordier, 2014 ; Haeusler et al., 2014 ; InVS, 2015). Toutefois, dans la mesure où les données datent de 2008, il convient d'en proposer une révision actualisée à l'aide d'hypothèses ou en recourant à d'autres enquêtes.

1.1.1 Principales estimations de l'enquête Handicap-Santé 2008

Dans l'enquête Handicap-Santé de 2008, la déficience auditive est estimée par les déclarations de port d'une aide auditive ou d'un besoin. Ainsi, 1 112 000 personnes portent un appareil auditif tandis que 2 043 000 sont appareillables (soit 35% d'équipement pour la population éligible aux aides auditives), représentant plus de 3 millions de personnes concernées par un déficit auditif dégradant significativement leur état de santé (tableau 1).

Le nombre de personnes déclarant au moins une déficience auditive s'élève à plus de 7 millions - soit 11,2% de la population française - dès lors que l'on inclut tout type de problème d'audition. On en déduit un taux d'équipement pour toute la population malentendante de 15,8% en 2008.

Si la déficience déclarée est estimée de manière directe dans l'enquête (port d'un appareil auditif/besoin d'un appareil auditif, existence d'un problème d'audition), la mesure des limitations fonctionnelles auditives (LFA) relève d'une approche indirecte (par exemple, difficulté à entendre ce qui se dit dans une conversation avec plusieurs personnes). Les données de prévalence sont réévaluées à partir d'un croisement entre les déficiences déclarées ci-dessus et les LFA. Les LFA sont classées selon quatre niveaux de gravité, qui en permettent le repérage. Ainsi, pour l'année 2008, on estime que 10 millions de personnes sont concernées par des limitations fonctionnelles auditives (LFA), soit 16,1% de la population générale (tableau 2).

Pour les trois plus hauts niveaux de gravité (LFA moyennes à totales), 5,4 millions de personnes sont touchées (8,6% de la population) dont 16% bénéficient d'un taux d'invalidité ou d'incapacité reconnu au titre du handicap (avant 60 ans) et dont 2% seulement vivent en institution (notons que 10% des personnes atteintes de LFA très graves ou totales vivent en institution)[2].

L'ensemble des LFA concernent 15,9 % des personnes vivant à leur domicile, 18% des personnes vivant en institution pour personnes handicapées et 42% des personnes vivant en institution pour personnes âgées. En d'autres termes, les personnes vivant en institution sont davantage touchées par les LFA.

1. Classification du Bureau international d'audiophonologie BIAP (cf. www.biap.org au 8 mars 2016).

2. Selon la Drees (Haeusler et al., 2014), l'enquête Handicaps-Incapacités-Dépendances (HID) de 1998 estimait à 5,2 millions le nombre de personnes concernées par des difficultés d'audition moyennes à totales, dont 303 000 avec des LFA profondes ou totales. Les estimations demeurent comparables dans le temps, malgré quelques différences de mesure.

Sévérité du déficit auditif	Moyen/modéré	Sévère	Très grave ou total
Score moyen de santé pour une personne adulte	0.85	0.85	0.85
Score de santé associé au déficit auditif	0.8	0.7	0.6
Perte de score due au déficit auditif	0.05	0.15	0.25
Valeur pour un QALY=40000€	2000	6000	10000

Tableau 1. Nombre de personnes déclarant porter un appareil auditif ou déclarant un besoin en 2008. Source : Drees, 2014

Echelle des limitations auditives	Nombre	Intervalle de confiance à 95%	%
Aucun problème *	52 931 000	52438000-53424000	82,50%
Légères	4 730 000	4471000-4989000	8%
Moyennes	3 474 000	3264000-3684000	5,90%
Graves	1 600 000	1477000-1723000	2,70%
Très graves ou totales	359 000	311000-406000	0,60%
ENSEMBLE	63 094 000		100%
TOTAL	**10 163 000**	**9822000-10503000**	**16,10%**
Dont LFA moyenne à très grave	5 433 000	5190000-5675000	8,61%

Champ : Population vivant à domicile ou en institution
Source : enquête Handicap-Santé 2008
* : incluant 1 353 000 personnes trop jeunes pour répondre à la question concernant la conversation ou non concernées par cette question du fait de déficiences lourdes

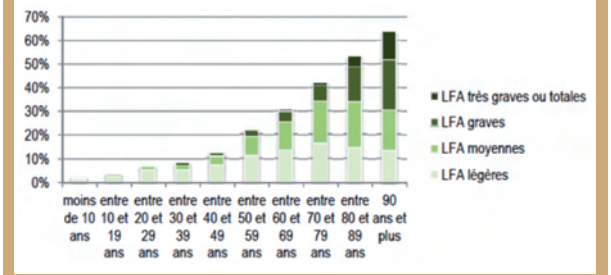
Tableau 2. Prévalence globale des limitations fonctionnelles liées à une déficience auditive. Source : Drees, 2014

1.1.2 Données de prévalence estimées pour 2015

Les statistiques 2015 Eurotrak publiées par EHIMA (association européenne des fabricants d'aides auditives) sont fondées sur une enquête déclarative auprès d'un échantillon représentatif de 14 824 Français et estiment que la prévalence du déficit auditif se situe à 9,3% de la population (11,4% pour les personnes âgées de plus de 18 ans) avec une relative stabilité dans le temps (2009 : 10,4% ; 2012 : 9,4%).

1.1.3 Caractéristiques de la population concernée par les limitations fonctionnelles auditives

Les LFA concernent davantage les hommes que les femmes (17,2% contre 15,1%) ce qui procèderait à la fois de situations professionnelles (environnements plus bruyants) ou de pratiques de loisirs (traumatismes sonores liés à la musique ou au port de casques). Pour les LFA moyennes à totales, on constate un écart hommes-femmes plus important (10,4% contre 7%)[3]. Cet écart apparait dès l'âge de 40 ans (alors qu'il apparaissait à 50 ans lors de l'enquête de 1998).



Graphique 1. Prévalence des LFA selon l'âge et la gravité.
Source : Drees, 2014

Le lien entre la prévalence des LFA et l'âge est très étroit : 10% des personnes de 50 ans et plus sont touchées par des LFA moyennes à totales. Le graphique 1 illustre ce lien.

On constate non seulement que la prévalence croît avec l'âge, mais également que la proportion relative des LFA moyennes à totales prédomine sur les LFA légères à partir de 60 ans : 59% des personnes atteintes de LFA moyennes à totales ont plus de 60 ans[4]. Par ailleurs, à partir de 80 ans, les LFA - tous niveaux de gravité confondus - concernent plus d'une personne sur deux. Si l'âge d'apparition des LFA très graves ou totales est toujours connu, il demeure inconnu dans la grande majorité des LFA moyennes à totales, de même que les causes des problèmes auditifs restent le plus souvent non précisées. Un âge avancé est susceptible d'avoir un impact aggravant sur les difficultés d'intégration sociale.

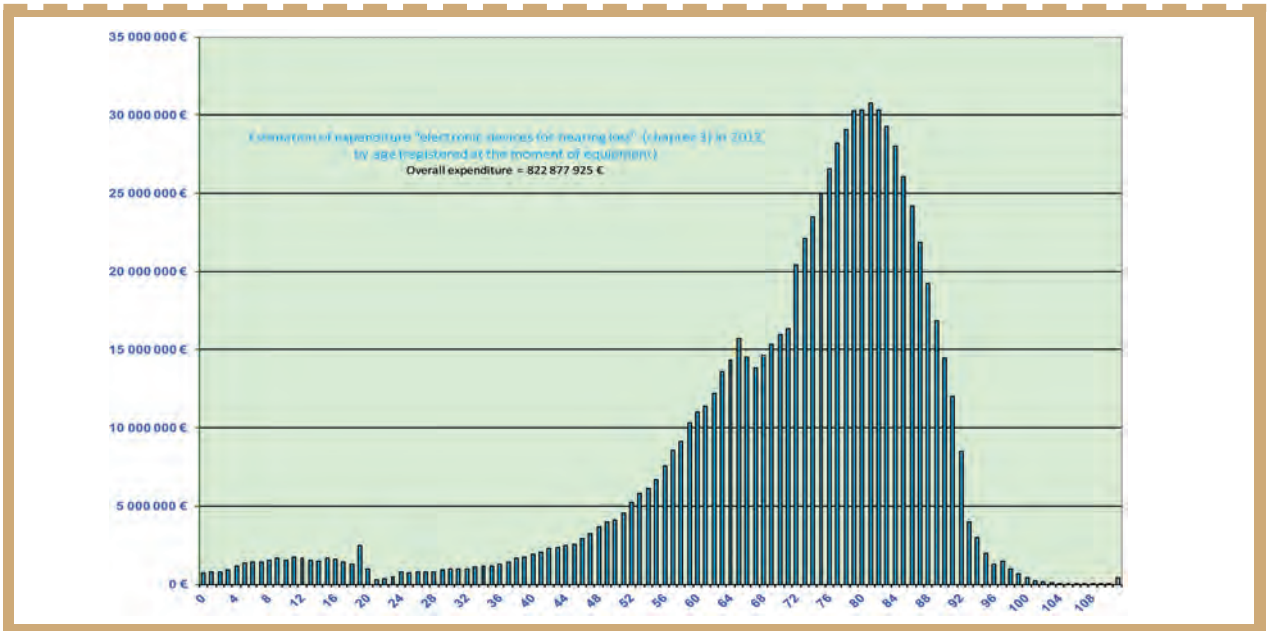
La compensation du déficit auditif suppose le recours à des aides auditives (voire à des implants cochléaires dans les cas les plus graves). Toutefois, le taux de recours à l'appareillage est bien en-deçà du taux de prévalence des limitations auditives moyennes à totales. Une analyse des caractéristiques de ce recours est nécessaire, pour aborder plus tard la question de l'impact économique du déficit auditif.

1.2 Le recours aux aides auditives en France : état des lieux

L'audioprothèse ou aide auditive est un appareil permettant de capter, traiter et amplifier les sons, qui doit être adapté aux capacités de perception et de tolérance de l'utilisateur. Il s'agit donc d'un dispositif médical à usage individuel. Afin de proposer quelques ordres de grandeur relatifs à la dépense du secteur, au prix moyen d'un appareil et au recours aux aides auditives, plusieurs sources de données ont été croisées. Par ailleurs, les caractéristiques du financement des audioprothèses sont rappelées, où la couverture assurantielle publique et privée est associée à un reste-à-charge résiduel important pour les utilisateurs adultes. Enfin, la prestation d'équipement associant bien et service est présentée dans sa spécificité.

3. Ce calcul est standardisé par âge, ce qui signifie qu'il est fondé sur l'hypothèse d'une structure analogue des populations masculines et féminines par âge.

4. Dans notre approche, nous centrons en général l'analyse sur cette catégorie de personnes plus âgées, compte tenu de la plus grande gravité relative des troubles auditifs et de la sur-représentation de cette catégorie dans la prévalence du déficit auditif.



Graphique 2. Répartition du poste Sniiram « appareils électroniques de surdité » par âge (2012).
Source : Sniiram – données et graphique UNSAF (2015).

1.2.1 La dépense en audioprothèses

L'estimation de la dépense en audioprothèses n'est pas présentée en tant que telle dans les comptes de la santé ou la base de données Eco-santé OCDE. En effet, la ligne de dépense comprend indifféremment l'ensemble des prothèses (dont les audioprothèses, les orthèses et les véhicules pour personnes handicapées). Aussi, une estimation est proposée à partir des quelques données de tendance disponibles, puis la dépense est décomposée en volume - selon l'évolution du nombre de porteurs de prothèses - et en prix moyen estimé.

1.2.1.1 Dépense globale en audioprothèses

La dépense globale en audioprothèses se situe vraisemblablement autour d'un milliard d'euros en 2015 si l'on se fonde sur les estimations précédentes et le taux de croissance des ventes ou sur l'analyse de l'IGF-IGAS (2015)[5].

Pour l'année 2012 (IGAS, 2014), la dépense totale en aides auditives s'élève à 824 millions, dont :

- un montant remboursable (cf. infra) de 169 millions ;
- un montant remboursé par l'AMO de 112 millions (taux effectif de remboursement de 65,5%, taux de remboursement réel de 13,6%) ;
- un reste à charge brut (incluant l'AMC) de 711 millions.

En complément de ces estimations, des données du Sniiram retraitées par l'Unsaf, membre de l'Union nationale des professions de santé (UNPS), permettent de préciser la répartition par âge de la dépense en audioprothèses pour l'année 2012, estimée alors à 822 877 925 euros. Cette répartition illustre la forte concentration de la dépense présentée au remboursement entre 54 et 95 ans (graphique 2).

Deux ruptures sont apparentes dans cette dépense, interprétées par l'Unsaf comme des effets de seuil liés aux modes de prise en charge : fin des droits spécifiques des moins de 20 ans ; fin des contrats collectifs des assurances complémentaires plus généreux après 65 ans (cf. infra). La dépense la plus élevée l'est à 81 ans (environ 31 millions d'euros).

Les principales données relatives à la dépense globale d'audioprothèses figurent dans le tableau 3.

1.2.1.2 Estimations du nombre de porteurs d'aides auditives

Les estimations du nombre de porteurs d'aides auditives varient également selon les résultats des enquêtes (Handicap santé décennale 2008 ; Alcimed/DSS, 2011 ; ESPS bisannuelle 2012 ; Eurotrak 2015) extrapolés en France entière.

5. Cf. tome 2, fiche 8, p.59.

Estimations de l'enquête Handicap santé 2008

Selon l'enquête Handicap-Santé de 2008 (Haeusler et al., 2014), le recours à des aides auditives concernait 1 112 000 personnes en 2008 (1,8% de la population générale, sachant que seules 20% des personnes ayant des LFA moyennes à totales portaient un appareil auditif - et plus souvent les femmes et les cadres supérieurs à âge et niveau de gravité équivalent)[6]. Le taux d'équipement avait toutefois augmenté de 7 points entre 1998 (13%) - année de la précédente enquête - et 2008 : ceci s'expliquerait par une meilleure qualité des aides auditives.

Les personnes de moins de 20 ans (37%) sont plus souvent équipées d'une aide auditive que les personnes de plus de 75 ans (32% contre 21% en 1998), ce qui s'explique à la fois par une meilleure couverture collective des premiers et une meilleure réponse à l'équipement en termes d'efficacité (cf. infra). Il est aussi notable que :

- les femmes s'équipent davantage que les hommes parmi les plus de 60 ans ;
- les cadres supérieurs s'équipent plus que les ouvriers à gravité du déficit auditif équivalente (probabilité deux fois plus élevée) et ce indépendamment d'un effet revenu (pas d'effet significatif) ;
- les personnes handicapées sont mieux équipées que les autres dans la classe d'âge des 60-74 ans, ce qui s'explique également par un effet de la couverture sociale (cf. infra) ;
- dans la population active, il n'y a pas de différence significative entre personnes en emploi et personnes à la recherche d'un emploi (ayant pourtant de moindres revenus).

Si l'effet du revenu dans le recours aux aides n'est pas visible dans l'enquête, celui-ci semble dépendre d'un effet socio-psychologique (aides auditives plus discrètes pour les femmes que pour les hommes), d'un effet socio-culturel probablement lié à l'information (CSP) et du niveau de couverture sociale.

D'autres estimations sont disponibles dans la littérature (Alcimed-DSS, 2011 ; Enquête ESPS ; Eurotrak). Compte tenu de la variabilité des estimations (cf. tableau 4) de synthèse, il semble pertinent de retenir un taux de recours situé entre 30% et 35% de la population souffrant d'un déficit auditif avéré[7]. Nous attirons ici l'attention du lecteur sur l'interprétation de la différence entre le taux de prévalence et le taux de personnes appareillées : cette différence ne

6. Le taux serait de 10,7% si l'on prenait en compte l'ensemble des LFA.

7. L'IGAS (2014) estime quant à elle à 7 millions le nombre de malentendants, dont 15% appareillés. L'UFC-Que choisir (2015) estime la population malentendante à 6 millions dont 25% seraient équipés. Ces taux se situent dans les estimations les plus basses de l'ensemble des enquêtes.

Année	Source	Dépenses totales en audioprothèses en euros	AMO	AMC
2011	HCAAM (2013b)	800 millions	114 millions (14%)	246 millions (31%)
2012	IGAS (2014)	824 millions	112 millions (13,6%)	
2012	SNIIRAM (UNSAF 2015)	822,877,925		
2015	IGF-IGAS (2015)	1 milliard		

Tableau 3. Tableau de synthèse : dépense globale en audioprothèses en euros selon sources.
Source : Auteurs à partir des données disponibles

correspond pas à la population non équipée qui serait appareillable. Pour des raisons qui tiennent aussi bien à la faisabilité et à la pertinence d'une compensation auditive, à l'existence d'alternatives thérapeutiques pour des cas graves (ex : implant cochléaire), qu'à des facteurs psychologiques ou sociaux (refus de l'appareillage), le recours aux aides auditives n'est possible que pour une partie seulement de la population malentendante. On estime que la population appareillable représente la moitié de la population malentendante. Cette référence, centrale pour notre étude, est détaillée plus loin (cf. 1.2.2.3).

Année	Enquête et critère	Taux de recours	Taux de prévalence de référence
2008	Handicap Santé (déficit auditif)	15,8%	11,2%
2008	Handicap santé (AFL moy. À totales)	20,4%	8,6%
2008	ESPS	23,0%	10,0%
2009	Eurotrak	29,8%	10,4%
2009	Alcimed-DSS	31,7%	10%*
2010	ESPS	23,0%	10%*
2012	Eurotrak	30,4%	9,4%
2012	ESPS	37,0%	10%*
2015	Eurotrak	34,1%	9,3%

* Assumption

Tableau 4. Evaluations du taux de recours constaté dans la littérature. Source : Auteurs à partir des enquêtes.

Une autre manière d'estimer ce taux de recours est de se fonder sur le nombre d'appareils vendus (selon le Snitem) au cours des 6 dernières années (la durée médiane d'équipement étant de 6 ans en France selon l'enquête Eurotrak 2015) et de considérer la proportion d'appareils stéréophoniques (70%, même source). Il est possible d'estimer ainsi le nombre de porteurs d'aides auditives en supposant que les acquisitions des 6 dernières années n'ont pas encore été renouvelées, soit 2 041 075 porteurs. Pour un taux de prévalence de 10% de la population de 2012, le taux de recours serait de l'ordre de 32,6%.

Nous considérons donc que le taux de recours aux aides auditives de référence dans l'étude se situe entre 30 et 35% de la population souffrant de déficit auditif.

1.2.1.3 Estimations du prix moyen de l'aide auditive

Les estimations du prix moyen d'une audioprothèse varient aussi selon les sources. La littérature grise retient en général un prix moyen de 1600 euros TTC en 2009 (Alcimed-DSS, 2011), ou 1550 euros TTC par oreille en 2014 (Autorité de la concurrence, 2016) ou 1535 euros TTC en 2011 (estimation de la CNAMTS reprise en référence par la Cour des comptes (2013), l'IGAS (2014) et l'IGF-IGAS (2015)), soit environ 3070 euros TTC pour deux oreilles[8] (tableau 5).

Ces estimations ne dépendent pas de l'année d'étude, puisque force est de constater une relative stabilité des prix dans le temps, voire une contraction si l'on tient compte de l'évolution conjointe de l'inflation générale et de l'évolution des revenus. En effet, l'évolution du prix moyen de l'audioprothèse digitale est restée très stable entre 1998-2000 et 2012, si l'on se réfère au rapport du Conseil national de la consommation (2000) : il s'échelonnait alors entre 9 000 francs et 10 000 francs TTC par appareil (incluant le bien et le service). Aussi, si le niveau des prix peut être un facteur entravant l'accessibilité à l'appareillage, l'évolution des prix ne l'est pas en tant que telle.

La structure des ventes françaises a la particularité d'être concentrée sur les appareils de moyenne gamme et de gamme élevée[9]. Selon l'étude Alcimed-DSS (2011), 80% des ventes sont concentrées sur ces deux gammes.

Le dynamisme du marché de l'audioprothèse (TCAM : 6,2% entre 1994 et 2014) est largement soutenu par l'accroissement de la part des personnes de plus de 60 ans, sachant que la prévalence du déficit auditif lié à la presbyacousie s'observe à partir de 55 ans et qu'elle engendrerait alors 95% du déficit auditif (Alcimed, 2011).

8. Ces estimations ne comprennent pas le coût technique de l'entretien (piles etc).

9. Il existe 4 principales gammes différentes d'appareil, A, B, C et D. Si ces gammes avaient un sens lors de leur création (une gamme plus élevée correspondant à une technologie plus sophistiquée telle que la gamme d'appareils classés en D), l'évolution rapide des innovations a conduit à reléguer les appareils hautement technologiques en bas de gamme ou milieu de gamme sans pour autant les reclasser formellement dans une autre gamme que D. En conséquence, plus de 94% des ventes de 2014 le sont en gamme D

Année	Source	Prix moyen estimé de l'audioprothèse
2009	Alcimed-DSS (2011)	1600
2012	SNIIRAM UNSAF (2015) et SNITEM (2015)	1583
2012-2013	CNAMTS (Cour des comptes, 2013; IGAS 2014; IGF-IGAS 2015)	1535
2013	SNIIRAM non exhaustif UNSAF (2015)	1465
2014	Autorité de la concurrence (2015)	1550

Tableau 5. Evaluations du prix moyen de l'audioprothèse constaté dans la littérature.
Source : Auteurs à partir des données disponibles

Le marché est considéré souvent comme opaque et peu concurrentiel au niveau des fabricants comme de la distribution[10]. Selon la Cour des comptes (2013), cette opacité est largement due à un défaut de recueil d'informations au sein des pouvoirs publics (le CEPS ne disposant pas lui-même de statistiques de vente des dispositifs médicaux). Quant aux questions de concurrence, des caractéristiques du marché, de la différenciation des produits, de la distribution des audioprothèses et de la régulation du secteur, elles dépassent le cadre de cette analyse mais le lecteur intéressé pourra se référer aux études récentes de la Cour des comptes (2013, 2014), de la DSS (2011), de l'IGAS (2013, 2014), de l'IGF-IGAS (2015), de l'Autorité de la concurrence (2016).

Si les estimations du prix moyen d'une audioprothèse varient selon les sources, elles convergent vers 1 535 euros TTC l'unité, valeur française de référence de cette étude.

1.2.2 Le financement des aides auditives

Le recours aux aides auditives concerne majoritairement les personnes âgées et les personnes handicapées. Si le financement public est relativement « généreux » dans certains cas particuliers (personnes de moins de 20 ans, personnes non-voyantes, bénéficiaires de la CMU-C, certaines personnes handicapées), il est en règle générale très faible au regard du prix des appareillages auditifs. Selon le HCAAM (2008), 87,5% des personnes recourant à une aide auditive en demandent le financement par l'AMO[11].

1.2.2.1 Le repérage des audioprothèses comme aides techniques ou dispositifs médicaux pour leur financement

Les aides auditives entrent dans la catégorie des « aides techniques », catégorie définie pour les bénéficiaires de la prestation de compensation du handicap (PCH) comme « tout instrument, équipement ou système technique adapté ou spécialement conçu pour compenser une limitation d'activité rencontrée par une personne du fait de son handicap, acquis ou loué par la personne handicapée pour son usage personnel »[12]. Cette définition est retenue par l'IGAS (2013) d'une manière plus large que celle du seul champ de la PCH, faute de définition analogue pour les bénéficiaires de l'allocation personnalisée d'autonomie (APA).

Un tel écueil est révélateur, selon l'IGAS, de la grande confusion régnant dans les droits et les délais de prise en charge des aides techniques selon qu'elles ressortissent de la maladie, du handicap ou de la vieillesse (cette différenciation des situations de besoin ou des statuts - maladie, invalidité, handicap, dépendance...- est propre à la France). Cette confusion est renforcée par la multiplicité des organismes financeurs en cas de handicap et par la variabilité des droits selon la zone de résidence.

Les aides auditives sont donc à la fois des aides techniques et des dispositifs médicaux (DM) relevant du champ des soins, et donc de la LPPR (Liste des produits et prestations remboursables) de l'assurance maladie[13]. L'inscription au titre de la LPPR n'est cependant pas associée à un prix limite de vente (contrairement à la plupart des autres DM) et les écarts entre tarifs et prix sont notablement grands (CEPS, 2015). La juxtaposition des définitions, des administrations et des droits conduit finalement à l'absence de pilotage de l'accès aux aides techniques, à des coûts de gestion élevés associés à des risques d'erreurs, à des inégalités auprès des usagers, dont le niveau d'information est très variable.

1.2.2.2 Règles de prise en charge des audioprothèses

La prise en charge par l'assurance maladie obligatoire

En février 2016, l'assurance maladie obligatoire assure, dans le cas général (personne de plus de 20 ans et/ou absence de cécité[14]), le remboursement d'une aide auditive à concurrence de 60% du tarif LPPR fixé à 199,71 euros, soit 119,83 euros par appareil[15]. Ces tarifs de prise en charge comprennent non seulement l'aide technique elle-même, les accessoires, l'adaptation et l'éducation prothétique par l'audioprothésiste, de même que le suivi prévu de manière indicative au 3ème, 6ème, 12ème mois puis un suivi biannuel. Le renouvellement de l'appareil peut intervenir à tout moment, la seule limite étant imposée aux bénéficiaires de la CMU-C (cf. infra). Un forfait d'entretien annuel est également financé (de l'ordre de 21,96 euros par appareil, soit 60% du tarif LPP égal à 36,59 euros) sur présentation des justificatifs de dépenses (piles, pièces détachées, réparations main d'œuvre comprise)[16].

La prise en charge par l'assurance maladie complémentaire (hors CMU-C)

Selon l'enquête de Garnero et Le Palud (2014), le financement des audioprothèses par l'assurance maladie complémentaire est très variable, selon la nature du contrat (individuel ou collectif) et selon le type de complémentaire (mutuelle, institutions de prévoyance ou sociétés d'assurance). En grande majorité, les organismes complémentaires d'assurance maladie (OCAM) assurent un financement des aides auditives au-delà du ticket modérateur (89,3% d'entre eux). Ce sur-financement concerne davantage les contrats collectifs (94,7%) que les contrats individuels (85,2%), de même qu'il est davantage assuré par les institutions de prévoyance (98,6%).

En 2010, les organismes complémentaires d'assurance maladie (OCAM) déclaraient un taux de remboursement moyen de 30,5% en 2009 sur un prix de référence de 3000 euros TTC pour deux aides (914 euros, soit 457 euros par aide), avec plus grande générosité des contrats collectifs (41,7% contre 22,1% pour les contrats individuels). La moitié des assurés perçoivent moins de 851 euros pour

10. Oligopole international de six fabricants représentant 80% des parts de marché mondial, selon plusieurs sources, soit Sonova (24%), Siemens (22%), William Demant (22%), Starkey (24%), GN Resound (12%), Widex (10%). (ex : Cour des comptes , 2013, voir p. 397). L'oligopole s'explique par un investissement à haute valeur technologique pour un marché relativement réduit. Le PFHT varie entre 200 euros et 800 euros, soit une marge nette fabricant de 5 à 13% (Alcimed, 2011).
11. A l'époque, sur 400 000 appareils vendus, 350 000 feraient l'objet d'une demande de remboursement. Toutefois, nous n'avons pas trouvé d'autre estimation plus récente de cette proportion.
12. Ainsi définies par l'annexe 2-5 du code de l'action sociale et de la famille (CASF).
13. Article L. 5211-1 du code de la santé publique qui impose des normes telles que le marquage CE par le fabricant prévu à l'article L. 5211-3 du code de la santé publique.
14. Dans ces particuliers, l'aide technique est prise en charge à hauteur de 60% sur la base d'un tarif compris entre 900 euros et 1400 euros selon la classe d'appareil. Dans le cas d'une ALD ou des bénéficiaires d'une pension d'invalidité, le taux de prise en charge est de 100% du tarif LPPR. Cf. www.ameli.fr consulté au 24/02/2016.
15. Le taux de remboursement a baissé en 2011, passant de 65% à 60%.
16. Des pièces détachées listées dans la LPPR peuvent donner lieu à un remboursement en sus.

deux aides auditives (médiane de remboursement égale à 28,4% du prix de référence). Les institutions de prévoyance assurent la meilleure couverture et les sociétés d'assurance la plus faible. Au final, après AMO et AMC et sur un montant d'une paire d'aides auditives à 3000 euros, le reste-à-charge résiduel pour l'utilisateur serait de 1846 euros (soit 923 euros par oreille)[17] à partir de la moyenne de remboursement AMC, ou de 1909 euros (954,5 euros par oreille) à partir de la médiane de remboursement. Ce calcul tient compte de la répartition des bénéficiaires par type d'organisme et par type de contrats. La couverture complémentaire demeure très faible au regard de celle de l'optique (68%) ou des soins dentaires (38%)[18].

Une conséquence de cette différenciation des contrats collectifs et individuels est le phénomène de recours important aux aides auditives avant la sortie du contrat collectif pour les personnes atteignant l'âge de la retraite, d'où l'effet de rupture observé précédemment. De ce fait, les personnes âgées à la retraite sont pénalisées financièrement par la perte des avantages sociaux liés au travail.

Pour les bénéficiaires de la CMU-C

Les audioprothésistes sont tenus de proposer un appareillage adapté aux bénéficiaires de la CMU-C dans la limite des tarifs opposables, avec une revalorisation intervenue en 2014 pour tenir compte de la montée en gamme des dispositifs médicaux à usage individuel (Cour des comptes, 2015). Pour un prix maximum de vente de 700 euros par oreille[19], les bénéficiaires de la CMU-C ont droit à une ou deux aides auditives de classe C tous les quatre ans que l'audioprothésiste doit être en mesure de fournir à ce prix. Cette révision des tarifs de responsabilité pour cette population devrait réduire considérablement les effets pervers de l'ancien système (appareillage décalé de deux ans pour les deux oreilles, refus de soins par l'audioprothésiste)[20].

Pour les bénéficiaires de la PCH et de l'APA

Dans le cas des personnes handicapées, la PCH peut apporter un complément de financement fixé par arrêté ministériel selon un tarif jusqu'à 600 euros pour un appareil performant (C ou D) dans les cas de surdité sévère[21]. Des compléments variables peuvent atténuer le reste-à-charge, pouvant même parfois déboucher sur un « sur-financement ». En revanche, l'évaluation de la dépendance des personnes âgées ne permet pas, le plus souvent, de fournir un complément APA (en raison de la saturation du plan d'aide, de l'inadaptation de la grille AGGIR, de la méconnaissance du champ etc).

Au final, il est ardu d'estimer la valeur du montant des aides financières qui nécessiteraient par ailleurs de mieux connaître la durée de vie des appareils. Le seul constat établi par l'IGAS (2013) est celui d'une forte inéquité de traitement, puisque « pour un même handicap ou une même déficience, les personnes âgées dépendantes et les personnes handicapées n'ont à ce jour, en France, pas un accès équivalent aux aides techniques » et parmi ces aides techniques, les aides auditives figurent au premier plan de cette critique, dans la mesure où « c'est pour ce type d'aides que les personnes âgées déclarent leurs besoins en aides techniques les moins bien satisfaits »[22].

1.2.2.3 Estimations du reste-à-charge et du renoncement aux soins

Estimations du reste-à-charge (RAC)

Le reste-à-charge brut (avant AMC)

Hors optique, ce sont les audioprothèses qui représentent la part la plus importante du RAC brut avant intervention des assurances complémentaires pour les dispositifs médicaux, soit 40% du RAC brut (CESE, 2015).

L'AMO prend à sa charge environ 120 euros par oreille adulte, indépendamment de la classe de l'appareil et comprenant la prestation de l'audioprothésiste et la TVA à 5,5%. En 2011, si l'on on retient le prix d'acquisition d'une aide à 1535 euros estimé par la Cour des comptes (2013), le RAC brut s'élève à environ 1400 euros par appareil, soit un RAC brut de 91%, voire 94% pour une audioprothèse de gamme supérieure. Le RAC reste élevé pour les cas particuliers (moins de 20 ans, personnes atteintes de cécité) soit 5% des usagers (le RAC brut varie de 54% à 59%).

Une telle situation interpelle. Elle résulte d'une base de remboursement gelée depuis 1986, alors que les audioprothèses étaient nettement moins performantes et qu'elles étaient depuis lors classées implicitement dans le « petit risque » supposant un service médical rendu mineur, l'AMO n'intervenant qu'à hauteur de 6 à 9% du financement de l'appareil. Elle résulte aussi du désengagement de l'AMO au regard de l'AMC qui intervient plus massivement dans le financement mais en générant plus d'inégalités (caractère optionnel de l'AMC, types de contrats). Enfin, elle provient aussi de l'attentisme des pouvoirs publics, et notamment de la « paralysie de la révision des lignes génériques » de la LPPR ayant pour effet « de pénaliser nombre de patients ainsi que des fabricants qui proposent des solutions innovantes »[23]. En tout état de cause, les tarifs n'ont pas été révisés depuis plus de 10 ans[24]. Notons toutefois une avancée en 2002 avec la mise en œuvre du remboursement d'appareils stéréophoniques (alors que seule une oreille était prise en charge auparavant) et qui a d'ailleurs débouché sur une forte croissance de ce poste la même année[25].

Le reste-à-charge net (après AMC)

Malgré les progrès de la prise en charge des audioprothèses par l'AMC et l'évolution du régime des bénéficiaires de la CMU-C, force est de constater la faible solvabilisation des assurés dans de domaine. Selon la situation de l'assuré notamment au titre du contrat d'assurance complémentaire, le RAC net est susceptible

17. Calcul : 3000 euros - 240 euros (AMO) - 914 euros AMC.

18. Données Hcaam, 2013b, p. 111.

19. Prise en charge en vigueur en février 2016, www.ameli.fr. Le financement de deux appareils est donc assuré à 1400 euros par la CMU-C. Des niveaux de prise en charge sont plus élevés pour les moins de 20 ans ou en cas de cumul du déficit auditif et de cécité.

20. Avant cette révision des tarifs, les bénéficiaires de la CMU-C se voyaient proposer un financement total de l'ordre de 443,63 euros pour une oreille, l'autre oreille n'étant remboursée qu'au tarif de responsabilité, d'où un décalage observé dans l'appareillage de deux oreilles et un accès à des aides aux performances assez limitées.

21. 16% des personnes ayant des LFA moyennes à totales ont une reconnaissance administrative du handicap susceptible d'être associée à une prestation de compensation (Haeusler et Mordier, 2014).

22. p.5, IGAS (2013).

23. Cour des comptes (2013), p.407.

24. Cour des comptes, 2014, p. 311.

25. Arrêté du 23 avril 2002. Cf. HCAAM (2008).

d'être élevé, de l'ordre de 62% après AMO et AMC (8% + 30%)[26], et variant en moyenne de 45% pour des appareils en entrée de gamme à 72% haut de gamme, sachant que cette amplitude s'accroît en fonction du minimal d'entrée de gamme ou prix maximal de haut de gamme et selon le type de complémentaire et le type de contrat (tableau 6). Selon le prix de référence de l'étude, la dépense pour un adulte couvert par une assurance complémentaire hors CMU-C s'élève à 950 euros par oreille appareillée en moyenne.

Estimations du renoncement aux soins

La conséquence de la faible socialisation des dépenses est le renoncement aux soins possible, se traduisant par un retard du recours aux soins au regard des besoins et par des inégalités sociales d'accès aux audioprothèses (selon la catégorie sociale ou le statut (maladie, handicap, dépendance), selon la détention d'une complémentaire et son type. Il n'y a pas dans la littérature une estimation concrète du taux de renoncement aux soins pour raison financière, car le non recours aux soins est la résultante de différents déterminants : financier, psychologique, défaut d'information,... Il serait donc erroné de déduire du taux de recours aux aides auditives un taux de renoncement aux soins pour raison financière. Le taux habituellement retenu de population appareillable est de 50% de la population malentendante. Il y a plusieurs façons de le démontrer :

- en se référant d'abord à l'étude Alcimed-CNSA (2009) qui a réuni des experts pour déterminer ce taux de référence de 50% ;
- en étudiant les données d'enquête Handicap-Santé 2008 :

• soit par l'approche directe du déficit auditif : 1,8% de la population déclare porter un appareil, 3,2% déclare qu'elle n'en porte pas mais qu'elle en aurait besoin, soit 5% de la population appareillable pour un déficit estimé à 11,2% de la population totale. Cela signifie que 44,6% de la population est appareillable (5%/11,2%) ;

26. Proportions estimées à partir d'une aide auditive à 1535 € moins 120 € AMO moins 457 € AMC selon les données précédentes de la Drees (2014).

Gamme	CMU-C*	Entrée de gamme	Moyenne gamme	Haut de gamme	Prix moyen de référence de l'étude
Prix TTC par oreille en euros	700	600-1100 moyenne 1000)	1100-1700 moyenne 1500)	1600-2200 moyenne 1950)	1535
RAC/moyenne de remboursement AMC	0	23-523 (423)	523-1123 (923)	1023-1623 (1373)	958
RAC/médiane de remboursement AMC	0	54-556 (454.5)	556-1155 (954.5)	1054-1655 (1404.5)	989.5

Tableau 6. Estimation du RAC selon le remboursement moyen ou médian de l'AMC et selon la gamme de l'appareil.
Source : Auteurs à partir des données Alcimed-DSS (2011), de la Drees (2014) et selon prix de référence de l'étude

Année	Enquête et critère	Population en France métrop.	Taux de recours	Taux de prévalence	Population malentendante	Population appareillée	Pop. appareillée effective/cible	Population éligible aux audioprothèses	Population appareillée	Population appareillable non appareillée
2008	Handicap Santé (disabling hearing loss)	62 300 288	15.8%	11.2%	6 977 632	1.8%	31.6%	3 488 816	1 121 405	2 367 411
2008	Handicap santé (moderate to total AFL)	62 300 288	20.4%	8.6%	5 357 825	1.8%	40.8%	2 678 912	1 092 996	1 585 916
2008	ESPS	62 300 288	23%	10%	6 230 029	2.3%	46%	3 115 014	1 432 907	1 682 108
2009	Eurotrak	62 615 472	29.8%	10.4%	6 512 009	3.1%	59.6%	3 256 005	1 940 579	1 315 426
2009	Alcimed-DSS	62 615 472	31.7%	10%	6 261 547	3.2%	63.4%	3 130 774	1 984 910	1 145 863
2010	ESPS	62 917 790	23%	10%	6 291 779	2.3%	46%	3 145 890	1 447 109	1 698 780
2012	Eurotrak	63 536 918	30.4%	9.4%	5 972 470	2.9%	60.8%	2 986 235	1 815 631	1 170 604
2012	ESPS	63 536 918	37%	10%	6 353 692	3.7%	74%	3 176 846	2 350 866	825 980
2015	Eurotrak	64 395 242	34.1%	9.3%	5 988 758	3.2%	68.2%	2 994 379	2 042 166	952 212

Tableau 7. Estimation de la population appareillée selon les sources – 2008-2015
Source : Auteurs à partir des données Alcimed-DSS (2011), des données d'enquête disponibles et Insee.

- soit par l'approche indirecte des LFA moyennes à totales : 20,4% de cette population porte un appareil, 37% déclare en avoir besoin, soit 57,4% de cette population ;

- en étudiant le taux de recours dans les pays où l'accès aux aides auditives est gratuit (solvabilisation totale des appareils), comme au Danemark (cf. partie 1.3.1) : le taux de recours est de 48% de la population malentendante ;

- en étudiant les données d'enquête Eurotrak (2015) qui montrent pour la France le cheminement des personnes malentendantes jusqu'à l'appareillage : sur 100% de personnes malentendantes, 26% ne consultent pas leur médecin. Il reste 74% de personnes recourant à une consultation médicale liée à leur déficit auditif. Dans cette population, 36% ne recueillent pas un conseil d'appareillage, il reste donc 48% de personnes ayant une indication d'appareillage. Après renoncement aux aides auditives, il reste 34% de population ayant recouru aux aides auditives.

L'expertise comme l'analyse empirique du recours sont suffisamment robustes pour retenir une population appareillable cible de 50% pour l'ensemble de la population malentendante.

En reprenant les données des enquêtes chronologiques sur le taux de recours aux aides auditives, le taux de prévalence du déficit auditif, en introduisant les données Insee de population et en considérant pour chaque année que 50% de la population malentendante pourrait être appareillée (cible), on peut estimer directement la population appareillée et la population appareillable par année (tableau 7). On observe une progression importante du taux d'appareillage, en dépit des différences des données selon les sources.

Toutes les données convergent aujourd'hui vers une grandeur de la population appareillable de l'ordre d'un million de personnes à l'heure actuelle.

Cette mise à plat des données présente l'avantage de relativiser les estimations que l'on peut trouver dans la littérature grise, qui reprend des estimations datées compte tenu de l'évolution rapide du recours à l'appareillage (cette estimation est souvent adossée aux travaux de la Drees (2014) pour l'année 2008). Quoi qu'il en soit, le renoncement aux soins est susceptible de toucher les personnes aux revenus modestes qui, lorsqu'elles ne sont pas couvertes par une assurance complémentaire (ou couverte par une assurance complémentaire insuffisamment protectrice), peuvent renoncer aux soins d'audioprothèses du fait de l'impossibilité d'assumer des RAC importants. Par ailleurs, si le renoncement aux aides auditives est souvent interprété à l'aune de raisons financières, il doit l'être également en raison de barrières psychologiques, du défaut d'information ou encore de l'efficacité variable des aides notamment chez les personnes âgées (cf. infra 2.3).

1.2.3 L'audioprothèse : un bien durable associé à un service paramédical

L'aide auditive est un « appareil électronique correcteur de surdité » dont le réglage du niveau de sortie dépend de la fréquence afin de compenser le déficit auditif : il s 'agit soit de contours d'oreille pour 88% des produits (contours classiques -enfants et grand âge-, à tubes-fins et embouts ouverts - pour des pertes légères-, à écouteurs déportés - pertes légères à profondes-), soit d'intra-auriculaires (intra-conque, intra-conduit ou intra-canal, pour une perte moyenne). Ce sont des appareils numériques dans 100% des cas (Snitem, 2014).

Le recours à une aide auditive se caractérise par une acquisition simultanée du bien lui-même et d'un service pour une durée relativement longue (5 ans en moyenne), ce qui confère aux audioprothésistes une spécificité dans l'offre de soins. Ce rôle de distribution intervient en aval du circuit qui met en relation les six fabricants avec des centrales d'achat, et les centrales d'achat avec les audioprothésistes. Ces derniers ont des statuts salarié ou libéral selon qu'ils appartiennent à des groupes spécialisés sous enseigne (succursalistes ou gérants) ou qu'ils soient indépendants hors enseigne ou encore appartenant à des réseaux de distribution mutualistes[27].

Le rôle de l'audioprothésiste est régi par le code de la santé publique et le code de la sécurité sociale et, depuis 2015, un numerus clausus limite l'accès à la profession[28]. On dénombre, en 2015, 3 064 professionnels salariés ou libéraux. Le taux de croissance annuel moyen de la démographie professionnelle (+5,3%) est proche de celui observé pour les ventes d'appareils auditifs (+6,2%).

Une fois que le déficit auditif diagnostiqué par le médecin débouche sur une prescription médicale d'aides auditives en ligne générique, l'audioprothésiste intervient au titre de conseil et de prestataire d'appareils et de services associés[29]. Son rôle, régi par l'article L4361-1 du CSP, est d'assurer le conseil, la fourniture et adaptation des aides, le suivi pendant la durée de vie des appareils, dans le cadre d'un plateau technique performant. On définit ainsi les principales séquences qui sont :

- la consultation préparatoire produisant un devis normalisé, qui doit distinguer de manière transparente les prix des biens et les prix des services associés [30];

- la consultation d'adaptation effectuant l'appareillage et la mise en situation, incluant une période probatoire de 15 jours ;

- les consultations d'ajustement (1 à 3) assurant des réglages et un accompagnement ;

- les consultations de suivi (2 fois par an) assurant l'entretien et les réglages en cas de nécessité.

Le prix d'une aide auditive comprend donc l'appareil et le suivi au long cours, incluant donc le produit, le temps audioprothésiste, le salaire des techniciens ou assistants (administration) et le plateau technique. Le temps consacré à l'usager est apprécié de manière variable dans la littérature : estimé entre 11h30 et 20 heures par le CNC (2000) ; estimé à 10 heures par la Cour des comptes (2013); estimé entre 12h et 15h sur 5 ans dont 4 heures d'adaptation initiale par l'IGAS (2014) ; estimé de 10 à 12 h par Alcimed-DSS (2011), qui précise par ailleurs que les prix élevés de vente aux distributeurs cumulé au temps humain nécessaire pour offrir à l'usager une adaptation de qualité limite le développement d'offres tarifaires réduites (absence d'appareillage « discount »).

Contrairement à d'autres dispositifs médicaux pour lesquels un accompagnement nécessite un laps de temps relativement court, l'utilisation des aides auditives demande une familiarisation et une adaptation « cognitive », en fonction des capacités du système

27. Des réductions de prix de 15% environ sur les prix des aides auditives (accord de partenariat qualité-prix. IGAS (2013)

28. Arrêté du 15 juillet 2015. Le numerus clausus est fixé à 199 étudiants en 2015-2016.

29. La liberté de préconisation amène à une possibilité d'asymétrie d'information entre le patient et l'audioprothésiste, avec une tentation pour des références plus fréquentes vers les produits haut de gamme dès lors que la marge sur le coût est plus élevée.

30. Cette clarification est imposée par la loi Macron du 6 août 2015. Le devis présente le prix de vente HT du produit et les prestations de service, le prix net TTC et le tarif de responsabilité fixé par la LPPR (article L. 165-1 du code de la sécurité sociale, titre 2).

nerveux auditif, dont l'enjeu est l'observance et donc à terme l'amélioration de la qualité de vie, qui peut ne pas être perçue instantanément. Cette adaptation est, selon le rapport Alcimed-DSS (2011), « une étape clé pour un appareillage réussi », qui impose donc un suivi au long cours et une relation de confiance et d'échanges entre le patient et l'audioprothésiste. Le rapport souligne également que « l'enjeu psychologique est fort et la population de patients majoritairement âgée, il n'est pas rare que les séances d'adaptation jouent aussi un rôle social »[31].

Ce constat est repris par le CESE (2015) pour l'ensemble des dispositifs médicaux, qui les qualifie de produits « utilisateur-dépendant » dans la mesure où le résultat thérapeutique dépend de l'observance du patient conformément aux recommandations et où un accompagnement spécifique du patient est nécessaire. L'IGAS (2014) souligne également la difficulté d'apprécier le coût du service, qui est un élément déterminant de la satisfaction (et donc de l'observance) des patients. Cela distingue cette aide technique de la plupart des autres, puisque l'équipement est indissociable de l'accompagnement et des réglages au long cours, et où l'achat ne dissocie pas les deux prestations.

1.2.4 La tarification de l'appareillage : cadre d'analyse économique

Dans les conditions de fourniture décrites ci-dessus, est-il opportun de dissocier le bien et le service dans le cadre de la tarification ? Cette question, qui se pose régulièrement dans la littérature grise, nécessiterait une évaluation du service rendu de la combinaison bien et service :

- les arguments en faveur de ce découplage font valoir que le paiement à l'avance – ou paiement prospectif - n'assure pas la réalisation effective de la prestation (décès du patient, départ du patient, fermeture du centre etc[32]) ou de la qualité du suivi (incitation à l'effort minimum de la part des prestataires) ;
- les arguments en défaveur de ce découplage relèvent surtout de l'efficacité thérapeutique, liée à l'observance et à la satisfaction du patient, elles-mêmes adossées à l'accompagnement dans le parcours de soins.

Ces deux classes d'arguments reposent sur une hypothèse fondamentalement différente : dans le premier cas, on suppose implicitement que la demande de soins ne dépend pas de la qualité du suivi (aucun effet de réputation, non durabilité de la relation offreur-patient, absence de concurrence entre offreurs, offreurs non altruistes). Dans le second cas, on suppose implicitement que la demande de soins dépend de la qualité du suivi (effets de réputation, durabilité de la relation offreur-patient, concurrence en qualité, offreurs altruistes). Cette question du découplage tarifaire « bien et service » renvoie à un problème classique de tarification en situation de « risque moral », où il convient de raisonner en termes d'incitations dans un contexte où l'information est inégalement distribuée entre le payeur et l'offreur de soins[33].

Voici le cadre d'analyse :

- le financeur des soins (l'assurance maladie) conçoit la règle de paiement pour rémunérer l'offreur de soins (l'audioprothésiste), en espérant payer le plus bas prix pour la meilleure qualité des soins ;
- le financeur, qui ne peut contrôler systématiquement l'activité de l'offreur, fait face à une asymétrie d'information qui porte sur l'effort de réduction du coût de l'offreur et sur l'effort d'amélioration de la qualité ;
- il doit donc concevoir une règle de tarification qui incite l'offreur à fournir le meilleur couple d'efforts coût-qualité, appelés ici coût optimal et qualité optimale ;
- il a le choix entre trois modes de rémunération (voire une combinaison des trois) :

• l'enveloppe globale pour tous les patients : comprenant ici le coût des appareils pour servir la demande et le salaire de l'offreur qui ne dépend pas de la demande servie. C'est le système prospectif (on prévoit la dépense ex ante) du Royaume-Uni ou des pays scandinaves ;
• La tarification à l'acte (selon l'activité de l'offreur) et à la pièce (pour les appareils vendus). C'est le système du découplage, qui est rétrospectif (paiement en fonction des appareils vendus et des actes effectués) ;
• La tarification à la prestation globale pour un patient, soit la tarification à l'appareillage comprenant le bien et le service. C'est le système prospectif du couplage français, allemand ou suisse.

La question de la dissociation ou non du bien et du service d'audioprothèse n'est pas aussi triviale qu'elle pourrait le sembler (cf. rapport intégral pour un exposé des scénarios). L'une des difficultés du système forfaitaire actuel tient au rôle spécifique de l'audioprothésiste, à la fois prescripteur de l'appareillage et donc prescripteur du prix du couple bien-service. Pour simplifier, supposons que la demande d'audioprothèses soit en France assez sensible à la qualité. Cette hypothèse est la plus pertinente pour trois raisons : 1) le RAC est si important que les patients regardent à la dépense et cherchent des informations pour arbitrer ; 2) en dehors des patients très âgés, la relation est susceptible d'être durable entre l'offreur et le patient. Dans un contexte de concurrence, les signaux de qualité et de réputation peuvent jouer un rôle notable dans le maintien d'une relation satisfaisante pour l'utilisateur, pour un « bien d'expérience » dont la qualité n'est que connue après l'achat (et dont le suivi est l'un des critères)[34]; 3) un effet de réputation favorable lié à une adaptation et un suivi de qualité permet à l'offreur d'accroître la demande qui s'adresse à lui.

Les comportements de l'offreur suivant les trois modes de rémunération se caractériseraient ainsi, dans un cadre où la demande de soins serait parfaitement solvabilisée (scénario alternatif au cas actuel) :

31. p. 42.

32. Le cas du décès d'un patient ne devrait pas être associé à une pénalité de l'offreur, dans la mesure où cette règle ne s'applique pas dans les situations de financement des offreurs. Les cas de départ ou de fermeture d'un centre devraient, bien que marginaux, déboucher sur une règle de transfert des patients entre offreurs qui pourrait prendre la forme d'une caisse de compensation.

33. Cf. par exemple Dranove et Satterthwaite (2000) ou Mougeot et Naegelen (2011). Le risque moral caractérise ici les situations de comportements opportunistes des offreurs de soins, lorsque des variables ne sont pas observables par le payeur, comme l'effort de réduction du coût ou l'effort d'amélioration de la qualité des soins.

34. Le bien d'expérience est un bien dont la qualité est connue seulement après l'achat. Un bien de confiance est un bien dont la qualité n'est jamais connue par l'acquérant. Un bien de recherche est un bien dont la qualité est connue avant l'achat. Remarquons au sujet de la recherche d'information par le patient que IGAS (2014) avait considéré que « la réalisation d'essais par la personne avant l'achat de l'aide n'est elle non plus pas obligatoire. Or, une telle obligation serait particulièrement pertinente pour les aides nécessitant une forte individualisation et/ou coûteuses (les audioprothèses en constituent un bon exemple). » p. 76.

- Les offreurs rémunérés par enveloppe ou salaires réduisent leur effort de travail et de qualité, et comme leur propre activité ne dépend pas de la qualité perçue par le patient, l'effort est réduit au minimum, mais le budget des dépenses en appareillage est maîtrisé. Ce système n'est pas envisageable en France puisqu'il supposerait une fourniture gratuite des appareils et le salariat des audioprothésistes par l'assurance maladie ;
- Les offreurs rémunérés à la pièce et à l'acte de suivi accroissent leur effort de vente d'appareils, de travail et de qualité, mais le résultat est inflationniste pour l'assurance maladie ;
- Le paiement forfaitaire présente l'avantage d'offrir de meilleures incitations à l'effort de réduction du coût (ne pas surproduire les séances) et d'amélioration de la qualité (satisfaction du patient et réactivité). Par ailleurs, il permet de couvrir l'offreur contre le risque de distribution des cas hétérogènes, les cas coûteux étant « compensés » par les cas non coûteux (comme dans le cas de la tarification hospitalière), à condition que l'offreur n'effectue pas de sélection de clientèle (refus des patients lourds à suivre) ou d'écrémage (niveaux de qualité différenciés selon le type de patient). La dépense assurance maladie est maîtrisée à condition de fixer un prix limite de vente et une durée d'usage.

Quelles options pour l'assurance maladie publique en cas de choix de paiement forfaitaire parfaitement subventionné ?

- option 1 - couvrir totalement le prix de la prestation par un forfait plafond en fonction de la gamme : tous les forfaits seront alors plafonnés au maximum du prix de la meilleure gamme, le système serait coûteux avec une qualité optimale, et avec une couverture totale des besoins ;
- option 2 - couvrir totalement le prix de la prestation par un forfait plancher correspondant au prix d'entrée ou moyenne gamme tout en laissant l'acquérant choisir le produit et payer de sa poche la différence : le coût est maîtrisé et la qualité optimale, avec couverture totale des besoins (système analogue au tarif forfaitaire de responsabilité pour les médicaments) ;
- option 3 - organiser le marché en réseaux conventionnés d'offreurs : meilleure maîtrise des tarifs mais risque de péréquation entre baisse du prix du bien et hausse implicite du prix de la qualité (càd réduction de la qualité du suivi dès lors que le patient est captif d'un réseau du fait son contrat d'assurance, sauf si l'assurance met chaque année en concurrence les réseaux d'offreurs en fonction de la satisfaction des patients – et donc d'un rapport qualité-prix - pour conclure les conventions). Cette option est envisageable mais elle est coûteuse en termes d'information et d'organisation.

Du point de vue de la recherche d'efficacité, et en supposant que la question de l'équité est résolue par le subventionnement public de l'appareillage, c'est l'option 2 qui semble préférable ou une combinaison de l'option 2 et 3.

Les comparaisons internationales montrent que dans les pays étudiés, le bien et le service sont le plus souvent indissociables, mais l'observance et la satisfaction des utilisateurs sont très variables, selon les modalités de financement, la gamme des prothèses et la nature du suivi (en lien avec les règles d'accès et de paiement du système de santé). Comme nous allons le voir, cette analyse comparative semble démontrer l'existence d'un lien entre l'observance/la satisfaction du patient et les modes de prise en charge et de suivi des personnes appareillées.

1.3 Prévalence de la déficience auditive, recours aux aides auditives et prix pratiqués dans les pays comparables à la France

L'objet de cette partie est de compléter le panorama précédent avec quelques références clés pour les principaux indicateurs et pour quelques pays comparables. Le taux de recours aux aides auditives est particulièrement analysé, en croisant à la fois le taux de recours constaté, le taux d'observance et le taux de population réellement appareillable.

1.3.1 Prévalence de la déficience auditive, taux d'équipement et taux de recours aux aides auditives

Les comparaisons internationales reposent sur les données Eurotrak (Ehima, 2015) recueillies à partir de panels de populations enquêtées. Pour la France, remarquons que le taux estimé de prévalence du déficit auditif sont très proches des données précédentes : l'enquête Eurotrak l'évalue à 10,4% en 2009 (pour une estimation 2008 de la Drees comprise entre 11,2% au titre du déficit et 8,6% au titre des LFA moyennes à totales). En revanche, le taux de porteurs d'aides auditives est supérieur en 2009 (3,1%) à l'estimation de la Drees (1,8% en 2008) et inférieur en 2012 (2,8%) à l'enquête ESPS (3,7%). Le taux de recours aux aides auditives est estimé à 34,1% en 2015 (cf. supra pour la variabilité des estimations).

Le taux de prévalence de la déficience auditive dans l'ensemble des pays comparés est très semblable, s'échelonnant de 8% (Suisse) à 12,1% (Allemagne). Le taux de porteurs d'audioprothèses varie en revanche d'un facteur 1 à 3, le Japon étant le moins doté (1,5%) et le Danemark le plus doté (4,8%). Cette variation se retrouve dans le taux de recours aux aides auditives par la population malentendante, il est particulièrement faible pour le Japon (13,5%), assez faible en Italie et aux Etats-Unis (environ 25%), moyen en France et en Allemagne (environ 34%) et fort au Royaume-Uni, en Suisse, en Norvège et surtout au Danemark (47,8%). Nous retenons le Danemark comme valeur de référence cible, même si seule une année est renseignée (2012). La part des appareils stéréophoniques est d'autant plus forte que le recours est élevé.

1.3.2 Estimation du taux de recours réel aux aides auditives en fonction de la population appareillable et de l'observance

A partir des données précédentes, des données de l'enquête Eurotrak et en s'appuyant sur la méthodologie de calcul d'Alcimed-CNSA (2009), nous pouvons proposer une estimation du taux de recours réel en fonction de la population appareillable et de l'observance pour les pays comparés.

La méthodologie d'Alcimed-CNSA (2009) est la suivante : compte tenu des différences de définition observables dans les pays d'Europe, l'étude retient un taux uniforme de prévalence du déficit auditif avéré de 12% pour en inférer la population appareillable (le taux de 50% de la population ayant une déficience auditive faisant consensus auprès des experts) et pour estimer ainsi la population effectivement appareillée (ici, « taux de recours effectif ».

Deux méthodes sont comparées par l'étude, tenant compte ou non du taux d'utilisateurs réels (appareils distribués mais non portés)[35]. Nous combinons les deux méthodes proposées par Alcimed-CNSA pour réaliser un calcul de la population appareillée, utilisant effectivement ses aides auditives (plus d'une heure par jour) puisque ces statistiques sont disponibles dans l'enquête Eurotrak 2015. Cependant, nous ne normalisons pas le taux de prévalence à 12% mais retenons le taux de prévalence observé dans chaque pays par Eurotrak de manière à mieux tenir compte des définitions nationales du déficit auditif et de l'éligibilité aux aides. Les estimations sont présentées dans le tableau 8.

Les résultats de cette estimation appellent quelques commentaires :

- les taux de recours effectifs remarquablement élevés au Royaume-Uni (85%), au Danemark (96%) et en Norvège (85%) tendent vers la couverture totale des besoins, ce qui peut s'expliquer par la gratuité (ou quasi-gratuité en Suède) des aides auditives en entrée et moyenne gamme dont le prix est légèrement moindre à ceux de la France ;
- le taux de recours effectif de la France est de 68% : cela signifie que les deux-tiers de la population appareillable sont appareillés et donc que le nombre de personnes qui devrait pouvoir accéder aux aides auditives est de l'ordre d'un million de personnes (selon les estimations précédentes), ce qui peut s'expliquer par le frein financier ;
- Néanmoins, le taux d'observance (mesuré comme le taux de personnes portant leurs appareils plus d'une heure par jour) étant relativement médiocre dans les trois pays à taux de recours effectif élevé (observance / UK : 80%, DK : 81% et NW : 76%), les taux de recours réels sont nettement moindres : 69%, 76% et 65%. Les pays perdent 15 à 20% de patients dans le calcul du taux réel de recours du fait du quasi-renoncement au port des aides auditives par une partie de la population appareillée ;
- Parallèlement, le taux d'observance est particulièrement élevé pour la France (90%), la Suisse (88%) et l'Allemagne (90%). Ces taux élevés dégradent moins le taux de recours réel en comparaison des pays précédents ;
- En conséquence, les taux de recours réels tendent à converger, mais pour des raisons différentes : recours élevé car solvabilisé mais associé à une moindre observance d'un côté, recours moindre mais associé à une forte observance de l'autre. Ils s'échelonnent de 61 à 76% de patients appareillés et observants, la France ayant le moins bon score (hors cas particuliers du Japon et de l'Italie) ;
- Si la France avait le taux de recours effectif du Danemark (96%), son taux de recours réel serait de 86% soit le meilleur taux observable de tous les pays grâce à ses performances en termes d'observance ;
- Seule la Suisse cumule un taux de recours élevé et une observance satisfaisante ;
- Quant au Japon, il cumule un faible recours et une faible observance tandis que l'Italie cumule un recours effectif très modéré avec une très bonne observance.

Ainsi, la France a un taux de recours réel (taux fondé sur la population effectivement appareillable et sur le taux d'utilisation effectif des aides) de 61%, analogue à ceux de l'Allemagne et de la Norvège, en partant de situations très différentes en termes de recours à l'appareillage. Une marge de progression, liée aux barrières d'accès notamment financière, existe en France mais une marge de progression, liée à l'observance, existe dans des pays où l'équipement est (quasi)-gratuit. Une réflexion sur les règles financières d'accès aux aides auditives (arbitrage accessibilité/responsabilisation) ne peut donc s'affranchir d'une analyse des facteurs d'observance et de la satisfaction perçue des utilisateurs.

1.3.3 Déterminants du recours ou du non recours aux aides auditives

L'enquête Eurotrak permet d'analyser plus en détail les raisons du recours ou du renoncement aux aides auditives, sur la base de déclarations qualitatives. On peut souligner les tendances suivantes :

- le frein financier concerne surtout la France (30% de personnes considèrent que les appareils sont mal pris en charge, taux le plus élevé) alors que le principal argument du non recours est le niveau de déficit auditif (considéré comme léger), puis l'inconfort ou encore des situations bruyantes peu fréquentes ;
- les facteurs déclenchant le recours sont communs : dégradation de l'ouïe, avis médical ou paramédical, avis des proches. Ce dernier facteur souligne que c'est surtout l'évaluation subjective du déficit

35. Les taux d'équipement estimés (hors observance) étaient : 69% en Suède, 84% au Royaume-Uni, 50% en Allemagne, 16% en Espagne, 27% en Italie. L'étude souligne que ces taux ne tiennent pas compte de l'observance alors que l'on constate au Royaume-Uni 45% d'utilisateurs équipés ne portant pas leurs aides auditives.

Taux estimés	Taux d'observance	Taux d'appareils non portés (moins d'une heure/jour)	Population appareillable	Taux de recours effectif (taux de recours/50% taux de prévalence du pays)			Taux de recours réel selon le taux d'observance		
Pays	Dernière année disp.	Dernière année disp.	Taux uniforme (dires d'expert - Alcimed CNSA 2009)	2009	2012	2015	2009	2012	2015
France	90%	10%	50%	60%	61%	68%	54%	55%	61%
Royaume Uni	81%	19%	50%	77%	82%	85%	63%	67%	69%
Suisse	88%	12%	50%	nd	78%	83%	nd	68%	73%
Italie	90%	10%	50%	nd	49%	50%	nd	44%	45%
Japon	77%	23%	50%	nd	28%	27%	nd	22%	21%
Allemagne	90%*	10%*	50%	64%	68%	70%	57%	61%	63%
Danemark	80%	20%	50%	nd	96%	nd	nd	76%	nd
Norvège	76%	24%	50%	nd	85%	nd	nd	65%	nd

Tableau 8. Estimation du taux de recours effectif
*** Pour l'Allemagne, le taux d'observance (non disponible) est estimé à partir de l'enquête globale 2015 et normalisé à celui de la France compte tenu des données analogues et du taux de 2009 (15% de patients non observants). Source : Auteurs à partir des données EHIMA, 2015**

auditif par les personnes proches qui déclenche le recours plus que l'auto-évaluation de la personne elle-même ;

- l'observance (inversement proportionnelle à la somme du taux de personnes ne portant jamais leurs appareils et du taux de personnes les portant moins d'une heure par jour) est très variable : elle est relativement réduite pour le Japon, le Royaume-Uni, le Danemark et la Norvège où l'abandon des appareils ou leur usage occasionnel concerne 19 à 24% des personnes appareillées. Elle est meilleure en France, en Italie et en Suisse (avec une déperdition de 10 à 11% des personnes appareillées) ;
- à part pour le Japon, le sentiment de rejet lié au port des aides auditives est plus fort que dans les autres pays, même si les personnes enquêtées souffrant d'un déficit auditif se sentent moins rejetées avec un appareillage que lorsqu'elles n'en ont pas.

Les données Eurotrak 2012 relatives au taux effectif de recours ont donné lieu à une analyse complémentaire par Godinho (2015), et nous renvoyons le lecteur au rapport intégral pour une synthèse de cette analyse.

1.3.4 Le rôle du système de santé dans l'accès aux aides auditives et l'efficacité perçue

Le prix d'une aide auditive sur le marché d'Europe de l'ouest est très comparable, mais la couverture en France est notablement faible (tableau 9). Le prix moyen sur le marché français est légèrement supérieur à celui des autres pays, le prix en entrée de gamme est comparable et les prix en haut de gamme sont plus faibles, d'où un resserrement des prix de vente entre les trois gammes en France au regard des autres pays.

Les pays qui couvrent la totalité du coût des aides auditives ou qui proposent un système forfaitaire offrent en général des produits à entrée de gamme ou moyenne gamme. En dehors de l'Espagne, les pays ne subordonnent pas la prise en charge à des critères d'âge ou de handicap. Les pays où l'accompagnement est considéré comme faible par les audioprothésistes (Royaume-Uni) voient l'observance réduite : « 45% des usagers profitant d'une aide auditive du NHS ne la portent pas, du fait qu'elle soit mal réglée et mal ajustée à leur type de surdité »[36]. Le reste-à-charge varie dans l'ensemble des pays étudiés selon deux modalités : soit le système fournit l'aide directement et l'utilisateur ne peut opter pour un produit de gamme supérieure non inscrit sur la liste (RAC nul), soit le système paie un forfait correspondant à des produits à entrée de gamme (RAC nul), l'utilisateur faisant alors le choix de la gamme selon sa propre disposition à payer au delà du forfait (disposition à payer, analogue au système du prix de référence ou tarif forfaitaire de responsabilité). La satisfaction des patients est plus élevée en cas de choix, tandis que les autres peuvent se tourner vers le marché privé comme au Royaume-Uni.

La comparaison internationale d'Alcimed-CNSA (2009) portant sur des pays traditionnellement beveridgiens (Suède, Royaume-Uni, Italie, Espagne) et un pays bismarckien (Allemagne) montrait par ailleurs que les taux d'équipement dépendent du système de prise en charge mais aussi de facteurs culturels (les pays du sud renonçant plus souvent à l'équipement comme marqueur de handicap), du déficit d'information des utilisateurs ou encore du type de produit (entrée de gamme etc).

A partir de leurs constats et de notre analyse, il convient de souligner que :

- le taux d'équipement optimal dans chaque pays n'est pas aussi normatif que dans les estimations proposées (par exemple 50% du déficit auditif, en raison des différences culturelles entre pays, des préconisations médicales et des représentations du handicap). Par ailleurs, il est susceptible d'évoluer dans le temps. Ce constat limite quelque peu la portée de nos calculs ;
- un accès à un coût nul en France supposerait de faire évoluer le système vers un choix politique trop radical et on observe que la gratuité dans les systèmes nationaux de santé est associée à une mauvaise observance et donc à une moindre efficience (résultat dégradé) : il n'est pas possible de dire si cela provient d'un effet de déresponsabilisation des utilisateurs, ou si c'est un effet des systèmes intégrés qui associent gratuité à rationnement de l'accès aux soins (c'est une explication possible de l'adaptation et du suivi insuffisants par les audioprothésistes), ou encore si c'est un effet de la qualité des aides auditives proposées (entrée de gamme et moyenne gamme). L'hypothèse d'une désutilité du suivi pour les audioprothésistes et/ou de barrières organisationnelles d'accès au suivi pourrait être privilégiée ici[37];
- la question de la dissociation du bien et du service par le biais d'une tarification séparée ne peut être discutée au regard des autres pays inclus dans la comparaison. En effet, il conviendrait de mener une investigation de cette question en tant que telle. En général, les deux prestations ne sont pas dissociées dans les pays d'Europe de l'ouest (Alcimed-CNSA, 2009). Si elles devaient l'être, le taux d'observance pourrait être impacté dès lors que le

36. Alcimed-CNSA (2009), p. 10.

37. Conformément à notre analyse précédente sur la tarification de l'appareillage.

Pays	Sweden		United Kingdom		Italy		Germany		Spain		France	
Prix TTC	Euros par appareil	RAC	Euros par appareil	RAC	Euros par appareil	RAC	Euros par appareil	RAC	Euros par appareil	RAC	Euros par appareil	RAC
Basique	nd	nd	nd	nd	640	0%	400	0%	nd	nd	nd	nd
Entrée de gamme	979	0%	570 à 1300	0%	700 à 800	0%	1100	0%	1100 à 1600	100%	950	87%
Moyenne gamme	979 à 1879	100%	1800 à 2300	100%	1000 à 2000	Prix moins forfait	1100 à 1300	Prix moins forfait	1700 à 2100	100%	1550	92%
Haut de gamme	2792	100%	2700 à 2800	100%	3900	3300	2400 à 2600	2000 à 2400	2200 à 3100	100%	1850	94%

Tableau 9. Echelle du niveau des prix d'une aide auditive pour quelques pays d'Europe
Source : Auteurs à partir des données Alcimed-CNSA (prix de 2009) et Autorité de la concurrence pour la France (prix de 2014)

service de suivi laisse un reste-à-charge au patient. Par ailleurs, cela entraînerait probablement un surcoût en termes d'activité commerciale (relances, demande induite), répercuté sur les prix, avec le risque d'une activité non adossée aux besoins variés des patients mais à leur capacité à payer. La piste du plafonnement par convention d'un prix d'accès à des aides auditives de moyenne gamme, identique en tout lieu, incluant le service est probablement préférable pour les utilisateurs ;

- la durée des appareils est variable selon les pays, ce qui impacte évidemment le coût total sur plusieurs années. Cette durée dépend certainement du mode de financement (la durée est plus réduite dans les pays dont la couverture est importante) ou du coût de l'investissement initial (le choix du haut de gamme peut être associé à une durée plus longue d'utilisation comme en France) ;
- la satisfaction globale des utilisateurs est variable selon les pays pourtant assez comparables (en dehors du Japon pour lesquels les évaluations subjectives de l'état de santé sont structurellement moins bonnes que les autres pays - OCDE, 2015). Ce taux de satisfaction semble lié au taux d'observance, et donc probablement à la nature du service d'accompagnement audiologique, puisque les performances des appareils sont censées être équivalentes selon les dires d'expert. Il est possible que la gamme d'appareil acquis joue aussi un rôle ;
- il importe que l'utilisateur puisse in fine choisir le produit préféré pour une meilleure adhésion (grâce à un système de financement forfaitaire associé à la disposition à payer et donc aux préférences des utilisateurs). Une prise en charge plus généreuse des produits à entrée de gamme ou moyenne gamme solvabilise l'utilisateur et lui permet de réaliser cet arbitrage ;
- l'observance dépend étroitement de l'adéquation de l'appareil aux besoins, ce qui relève du rôle de l'audioprothésiste (un biais dans l'orientation des choix est cependant possible lorsque celui-ci n'est pas un professionnel salarié du système) ;
- l'observance dépend étroitement du suivi et de l'adaptation et nécessite donc une information de l'utilisateur sur le bien et la valeur ajoutée du service rendu par l'audioprothésiste (le plus souvent facturés ex ante dans l'ensemble des pays) ;
- la valeur ajoutée des produits haut de gamme devrait être davantage documentée dans la littérature scientifique pour pouvoir dissocier l'effet « haute technologie » de l'effet « qualité du service » dans la satisfaction. La question de l'absence du service médical rendu (cf. infra) par les différentes gammes d'audioprothèses est un obstacle majeur à l'appréciation de l'utilité des unes par rapport aux autres ;
- l'accessibilité géographique des centres d'audioprothèses et les délais d'accès aux séances de suivi doivent être analysés pour étayer la question de l'observance et du suivi. Le recours doit être aussi analysé à l'aune de la référence en amont par les ORL et les MG (et notamment la démographie médicale) ;
- l'absence de suivi a posteriori des préconisations médicales lors de la prescription d'appareillage est un élément commun aux pays, limitant les évaluations possibles de l'équipement.

La croissance importante du taux d'équipement de la population en France au cours des dernières années semble démontrer la façon dont les évolutions technologiques ont modifié notablement les préférences des utilisateurs potentiels :

- ils recourent de manière croissante aux aides malgré le coût à acquitter ;
- la miniaturisation et la discrétion des aides favorisent ce recours et le banalisent y compris auprès des plus jeunes avec la diffusion d'aides auditives connectées ;

Le frein principal d'accès aux aides auditives en France (frein financier) interroge sur les modes de financement actuels, et notamment sur la façon dont les arbitrages conduisent à classer l'aide auditive dans le petit risque et quasiment hors du panier de soins. Ce classement indique implicitement que l'audioprothèse est un produit de luxe dont le service médical rendu est très faible : si l'on se réfère aux arbitrages relatifs au médicament, le service médical rendu de l'audioprothèse se situe entre faible et insuffisant, puisque le taux de remboursement constaté est inférieur à 15%. Or, le recours important aux aides auditives (2/3 de la population appareillable environ pour le taux effectif) montre bien que la demande pour ce bien est peu élastique au prix : il s'agit d'un bien de nécessité. En général, le choix public du taux de couverture dépend de la combinaison « petit risque » et « responsabilisation ». Ce qui relève du petit risque n'est que partiellement pris en charge voire est totalement exclu du panier de soins puisque ne relevant de la responsabilité collective et doit reposer sur un arbitrage consommation-prix individuel (afin d'éviter toute sur-consommation ou effet de « risque moral »). Or, non seulement le recours est important malgré le RAC à acquitter, mais encore - et ce contrairement à l'optique - les conséquences sanitaires comme économiques sont susceptibles d'être majeures. Le coût sociétal du non appareillage en termes de qualité de vie, de dépenses et d'inégalités sociales est en totale contradiction avec les objectifs assignés au système de santé français.

La revue de littérature scientifique proposée en deuxième partie permet d'apporter un éclairage du lien entre déficit auditif et morbi-mortalité des sujets et d'en estimer le fardeau.

2 Les conséquences sanitaires et économiques du déficit auditif : étude d'impacts

Le déficit auditif est aujourd'hui considéré comme une question de santé publique majeure dans la littérature scientifique et par les agences sanitaires internationales. L'organisation mondiale de la santé (WHO, 2016) estime que ce fardeau sanitaire concerne plus de 5% de la population mondiale soit 360 millions de personnes, dont un tiers de la population de plus de 65 ans, et avec une prévalence prépondérante dans les pays à faible et moyen revenu[38]. La prévalence du déficit auditif augmentant avec l'âge, le vieillissement actuel de la population mondiale devrait encore renforcer sa prévalence, avec une sur-représentation des limitations fonctionnelles auditives moyennes à graves.

Il s'agit du déficit sensoriel le plus fréquent, conduisant à une forte dégradation de la qualité de vie associée à des coûts économiques et sociétaux considérables. Les principales conséquences du déficit auditif sont dues à la réduction de la communication et des interactions humaines, qui impacte les dimensions mentales, psychologiques et cognitives de la personne. Ces conséquences sont connues depuis longtemps, puisqu'en 2006 Shield en proposait une revue montrant que dès 1979 les effets psycho-sociaux du déficit auditif étaient répertoriés. Les relations entre le déficit auditif et l'ensemble de ces dimensions sont aujourd'hui mieux connues et quantifiées par la littérature récente.

38. L'OMS (2016) définit le déficit auditif comme la perte d'au moins 40 dB dans la meilleure oreille pour les adultes et 30 dB pour les enfants.

2.1 Liens scientifiquement observés entre déficience auditive et morbi-mortalité des sujets adultes et des sujets âgés

Dans la littérature internationale, de nombreux articles étudient le lien entre la déficience auditive, qui est l'un des états de santé chroniques les plus fréquents pour les personnes âgées, et différents marqueurs de morbi-mortalité. Ainsi, le déficit auditif est associé de manière indépendante avec le décès, la crise cardiaque, les maladies cardiaques ischémiques, le diabète, le tabagisme[39]. Il est également établi que la déficience auditive est associée avec des déficiences fonctionnelles, physiques et psychosociales, ou encore avec une plus faible qualité de vie, un risque accru d'institutionnalisation, de chutes, de déficience cognitive, d'accidents de voiture, et même de plus faibles capacités d'être acteur de sa santé[40].

2.1.1 Déficit auditif et limitations associées en France

Afin de voir dans quelle mesure les restrictions d'activité (quotidiennes, professionnelles ou de loisirs) dépendent des limitations fonctionnelles auditives (LFA, cf. supra), il importe de distinguer ces dernières des autres déficiences et limitations fonctionnelles associées. C'est le travail que conduit la Drees (Haeusler et al., 2014 ; Haeusler et Mordier, 2014), qui distingue, d'une part, les déficiences associées aux LFA et, d'autre part, les limitations fonctionnelles autres qu'auditives induites par ces déficiences.

2.1.1.1 Les déficiences associées au déficit auditif

A âge et sexe comparables, 77,4% des personnes atteintes de LFA moyennes à totales déclarent avoir au moins une déficience associée autre qu'auditive, qu'elle soit motrice, visuelle, psychique, intellectuelle ou cognitive, ou autre (contre 63,3% en population générale). Ce taux devient nettement différent de celui en population générale dès lors que les déficiences visuelles « moyennes »[41] sont exclues du champ puisqu'elles touchent presque indifféremment les deux types de population (LFA moyennes à totales vs population générale) : ainsi, 68% des personnes atteintes de LFA moyennes à totales déclarent une déficience associée contre 37% en population générale.

Les écarts les plus importants observés en taux standardisé sont sur :
- les déficiences motrices : 35,1% contre 20,3% ;
- les déficiences liées à la parole : 8,9% / 2,5% ;
- les déficiences psychiques, intellectuelles, cognitives (39,3% / 20%).

Pour les déficiences motrices et les déficiences psychiques, intellectuelles et cognitives, l'écart constaté entre les deux types de population se retrouve à tout âge.

2.1.1.2 Les limitations fonctionnelles associées au déficit auditif

Les personnes atteintes de LFA moyennes à totales déclarent pour 46% d'entre elles une limitation fonctionnelle associée (contre 20% en population générale). Ces déficiences associées peuvent être aussi bien visuelles, motrices, psychiques, intellectuelles que cognitives, et certaines d'entre elles peuvent être la conséquence directe de la déficience auditive, notamment les difficultés d'apprentissage ou de compréhension : une illustration marquante est celle des difficultés d'apprentissage et des problèmes de mémoires, qui sont trois fois plus importants qu'en population générale.

Les limitations fonctionnelles déclarées les plus fréquentes sont celles liées aux déplacements extérieurs. Les limitations psychiques, intellectuelles ou cognitives concernent 18% des personnes, se manifestant lors souvent par des trous de mémoire, des difficultés de concentration, à apprendre de nouveaux savoirs ou savoir-faire, à se faire comprendre ou à comprendre les autres.

2.1.1.3 Les restrictions d'activité et la participation sociale associées au déficit auditif

Pour la France, le travail de Haeusler et Mordier (2014) montre que la participation à la vie sociale n'est réduite que pour les personnes ayant les LFA les plus importantes, et en général les restrictions d'activité sont surtout liées aux limitations non auditives : sur 19 restrictions quotidiennes, les deux principales situations sont l'usage du téléphone seul et l'appel à l'aide pour les LFA graves ou totales. Pour les personnes de plus de 60 ans, le recours à une aide pour effectuer des activités quotidiennes est supérieur en présence de LFA moyennes à totales (35% contre 22% pour une population sans troubles de l'audition), mais la concomitance de plusieurs problèmes de santé, limitations fonctionnelles et de l'impact du vieillissement rend ardue l'identification des liens de cause à effet en matière de perte d'autonomie : les LFA très graves ou totales sont associées avec une perte d'autonomie, elle-même conduisant à un recours plus important aux aidants. Toutefois, ce recours n'est pas seulement dû à la gravité des LFA, mais aux limitations fonctionnelles associées.

Les personnes en âge actif ayant des LFA se différencient de la population générale par un moindre niveau de qualification : les niveaux de qualification sont d'autant plus faibles que les limitations sont graves. Quant à l'accès à l'emploi, le taux d'activité des personnes ayant des LFA moyennes à totales est analogue à celui de la population générale, ce qui traduit une amélioration de l'insertion professionnelle en une décennie. Toutefois, la gravité des LFA impacte la possibilité d'accéder à des postes d'encadrement.

Par ailleurs, la même étude montre que les relations sociales estimées par la probabilité de vivre en couple ne sont pas impactées par le problème d'audition excepté dans le cas des LFA très graves ou totales, de même que les relations sociales estimées en fréquence des rencontres familiales et amicales ne le sont le pas non plus : la fréquence des rencontres amicales se réduit avec l'âge, indépendamment de la présence de LFA. Néanmoins, ces résultats favorables doivent être pris avec quelque précaution, dans la mesure où la qualité des échanges liée aux LFA n'a pu être mesurée.

L'étude française montre par ailleurs que le périmètre des activité de loisirs des personnes atteintes de LFA est plus réduit, avec un engagement relativement plus faible qu'en population générale (81% pour les LFA tous niveaux de gravité confondus, 55% pour les LFA moyennes à totales contre 90% pour la population générale).

2.1.2 Principaux résultats de la littérature scientifique

Les principaux résultats de la littérature scientifique montrent l'association entre déficit auditif et probabilité de décès, de chute, de santé mentale dégradée, de déclin cognitif pour les personnes âgées de

39. L'association indépendante signifie notamment que l'impact de l'âge est contrôlé.

40. Cf. notamment Karpa et al. (2010) ou Archbold et al. (2014).

41. Définie comme la « difficulté à voir de près ou de loin, mais ni aveugle ni malvoyant ».

plus de 50 ans. Ils évoquent également les difficultés rencontrées sur le marché du travail pour les personnes en âge d'être active. Ils démontrent enfin l'impact favorable du recours aux aides auditives sur le risque de détérioration de l'état de santé.

2.1.2.1 Une probabilité de décès plus élevée

Chez les sujets de plus de 50 ans, les travaux montrent que la probabilité de décès est supérieure pour les personnes atteintes de déficit auditif modéré à sévère.

En 2010, Karpa et al. montrent, à partir d'une analyse statistique de 2 956 sujets australiens de 50 ans et plus que la déficience auditive (perte > 25 dB) est associée de manière significative et indépendante à un risque accru de mortalité toutes causes.

Le constat d'un lien entre déficience auditive et risque accru de mortalité est également établi par l'étude de Fisher et al. (2014) à partir du suivi d'une cohorte islandaise : l'objectif de l'analyse est d'étudier le lien entre, d'une part, la déficience auditive seule, la déficience visuelle seule, les deux déficiences associées et, d'autre part, la mortalité toutes causes et la maladie cardio-vasculaire. La population concernée est composée de 4 926 sujets islandais de plus de 66 ans suivis entre 2002 et 2006 par enquête puis sur la mortalité jusqu'en 2009. Le repérage des déficiences retient les sévérités modérées à sévères. Pour les déficiences auditives, la prévalence est estimée à 25,4%. Les principaux résultats montrent : 1) une mortalité toutes causes significativement plus forte pour les sujets ayant un déficit auditif, particulièrement pour les hommes et particulièrement de causes cardio-vasculaires. 2) Les hommes et femmes ayant des aides auditives tendent à être plus âgés et plus sévèrement déficients que ceux sans aides auditives. Toutefois, leur risque de décès est moindre, ce qui impacte d'ailleurs le résultat global pour l'ensemble des personnes ayant une déficience auditive (en d'autres termes, le recours à des aides auditives et la réduction du risque associé de décès tend à atténuer l'écart de risque avec la population globale). L'hypothèse avancée par les auteurs est que l'équipement réduit l'isolement social et accroît la stimulation neurosensorielle.

Les travaux de Genther et al. (2015) confortent encore ce résultat, sur la base d'une cohorte américaine de 1958 adultes de plus de 69 ans suivis durant 8 ans après leur examen audiométrique. Après contrôle des variables démographiques et des facteurs de risque cardiovasculaires, ils montrent que la déficience auditive est associée avec une augmentation du risque de mortalité de 20% comparé à la population sans déficit auditif. Les auteurs suggèrent de rechercher les éléments marquants des parcours de soins et de déterminer l'impact éventuel des thérapies de réhabilitation de l'ouïe sur de tels résultats.

Ces travaux préconisent la prise en compte de ce lien entre déficit auditif et risque de mortalité dans le cadre des prises en charge médicales, ce qui sous-tend qu'une partie de cette mortalité est évitable et génère des années de vie perdues.

2.1.2.2 Une probabilité de chutes plus élevée

Les recommandations de l'Inserm (2014) en matière de prévention de la chute chez les personnes âgées estiment que la perte d'acuité auditive de 25 dB serait associée à un risque de chutes trois plus élevé, du fait de la détérioration de la fonction sensorielle, de la perte des repères sonores contribuant à l'équilibre, de la réduction des ressources cognitives pour assurer l'équilibre et soutenir l'attention.

Ce lien possible a été étudié par Viljanen et al. en 2009 et par Lin et Ferrucci en 2012. Viljanen et al. (2009) analysent la valeur prédictive du déficit auditif comme facteur de chutes sur une population finlandaise de 217 « paires » de femmes jumelles monozygotes et dizygotes âgées de 63 à 76 ans. Ils montrent que le risque de chutes est plus élevé avec la perte d'acuité auditive, celle-ci ayant un impact sur l'équilibre postural. Lin et Ferrucci (2012) étudient une population de 2017 personnes âgées de 40 à 69 ans de 2001 à 2004 grâce à la base de recueil de données américaine NHANES. Ils montrent que le déficit auditif est associé significativement avec le risque de chutes : à partir d'un déficit auditif de 25 dB, le risque s'élève de manière croissante avec la gravité du déficit (par classes de 10 dB), indépendamment des facteurs démographiques, des facteurs cardio-vasculaires et de l'équilibre vestibulaire.

2.1.2.3 Une dégradation de la santé mentale

Le lien entre la détresse mentale et le déficit auditif a été mis en évidence par de nombreuses études.

L'analyse menée par Fellinger et al. (2007) sur 373 membres d'une association de malentendants sévères tous âges confondus, montre que les personnes atteintes de déficit auditif modéré à sévère voire total ont des scores dégradés dans la dimension psychologique au regard d'une population non touchée par le déficit auditif : par le questionnaire de qualité de vie de l'OMS, les scores sont équivalents pour les personnes ayant un déficit auditif, évalués par l'échelle 'BSI' (Brief symptom inventory) , il apparaît que les personnes ayant un déficit modéré à sévère ont nettement plus d'anxiété, de somatisation, de tendance paranoïaques, de dépression (la dégradation est fonction du niveau de sévérité). Ces travaux indiquent aussi que ces personnes ont des relations sociales dégradées au regard des personnes totalement sourdes mais utilisant la langue des signes (par les deux échelles OMS QoL et BSI). Les auteurs comparent les niveaux de détresse psychologique et la qualité de vie, et les auteurs suggèrent ainsi deux principales conclusions : d'une part, les psychiatres doivent prendre en considération le risque accru d'isolement des personnes malentendantes qui ont des difficultés de communication ou qui lisent sur les lèvres (au regard des personnes sourdes utilisant la langue des signes) ; d'autre part, le gain possible des personnes malentendantes d'un recours à des aides auditives peut être substantiel, dans les situations où elles leur permettent de communiquer de manière plus satisfaisante.

Les travaux de Bernabei et al. (2011) montrent par ailleurs que le cumul d'une déficience auditive et d'une déficience visuelle dans la population italienne engendrent une probabilité accrue de dépression et d'anxiété. Aux Etats-Unis, les recherches sur le sujet sont plus récentes : Li et al. (2014) cherchent à estimer la prévalence et les facteurs de risque de la dépression chez les adultes de plus de 69 ans ayant un déficit auditif (parmi 18 318 sujets dans le cadre d'une enquête nationale). La dépression est évaluée par le biais d'une échelle adaptée, et les résultats établissent que la déficience auditive est significativement associée avec la dépression, notamment pour les femmes, et surtout pour un déficit auditif modéré. Au même moment (2011), Acar et al. analysent les résultats d'une étude portant sur 34 personnes turques âgées de plus de 65 ans pour estimer l'impact de l'appareillage sur la santé mentale : ils montrent que le port d'aides auditives pendant trois mois améliore significativement l'état de santé psycho-social estimé par l'échelle MMSE.

Dans la même perspective, en 2013, Mener et al. exploitent les données de la cohorte NHANES pour deux périodes (2005-2006) et (2009-2010) et la population de 70 ans à 79 ans à laquelle

un questionnaire spécifique de santé évaluant la dépression a été administré (PHQ-9). Ils étudient l'impact du port d'une aide auditive (au moins 5 heures par semaine) et montrent qu'il est associé de manière significative à une réduction des symptômes dépressifs et des troubles dépressifs majeurs. Cet impact favorable est perceptible dès les trois premiers mois d'appareillage. Les auteurs signalent toutefois qu'il n'est pas possible de dire si cette association résulte d'une plus grande propension des individus sans trouble dépressif à recourir à des aides auditives ou si la perception de leur propre fragilité psychologique augmente la propension à recourir à des aides auditives. En tout état de cause, les auteurs suggèrent de poursuivre les investigations scientifiques susceptibles de conforter ce lien entre aide auditive et réduction des symptômes dépressifs.

Pour la France, les travaux de l'InVs et de l'INPES (Sitbon et al., 2015) menés dans le cadre du « Baromètre santé sourds et malentendants » (BSSM) en 2011-2012 soulignent la dégradation de la situation de santé mentale pour les personnes atteintes de surdité et de troubles de l'audition. Ils mettent notamment en évidence la survenue de pensées suicidaires plus fréquentes qu'en population générale (Baromètre santé 2010, BS) : les pensées suicidaires au cours des 12 derniers mois sont 5 fois plus fréquentes (concernant ainsi environ 22% des enquêtés BSSM contre 4% des enquêtés BS), tandis que les tentatives de suicide au cours de la vie sont 3 fois supérieures pour les hommes et 2 fois supérieures pour les femmes. L'analyse par sexe et tranche d'âge montre un gradient décroissant de ces pensées suicidaires en fonction de l'âge : 15% des hommes et 17,2% des femmes âgés de 55 à 75 ans ont de telles pensées contre 35,4% des hommes et 25,3% des femmes âgés de 15 à 24 ans. De même, les personnes à la retraite (13,4%) sont relativement moins touchées que les personnes dans d'autres situations professionnelles. Par ailleurs, les analyses comparatives entre les deux enquêtes montrent également que les indicateurs relatifs aux violences physiques (6,7% contre 2,8%), aux regards ou paroles méprisants ou humiliants (26,4% contre 14,9%) ou aux violences sexuelles (20,4% contre 8%) sont nettement plus élevés. La recherche des causes de souffrance psychique renvoie aux situations de fatigue liée à la communication d'une part et à la pénibilité des troubles de l'audition d'autre part. Des situations de violence psychologique peuvent également contribuer à la dégradation de la santé psychique. Ainsi, un quotidien marqué par la dégradation de la qualité des échanges et des relations sociales du fait du handicap est susceptible d'engendrer des 'interactions conflictuelles', des 'sentiments d'isolement, d'exclusion et des discriminations'.

La vulnérabilité, liée à la souffrance physique et psychique, conduit les auteurs de l'analyse à préconiser une réflexion sur les conditions d'accès aux aides techniques et humaines, de même qu'une campagne de sensibilisation destinée aussi bien aux personnes atteintes de troubles auditifs qu'à la population générale pour en faire évoluer les représentations et les stigmatisations, ou encore envers les professionnels de santé (prise en charge de la douleur, prise en charge de la souffrance psychique).

2.1.2.4 Une dégradation des capacités cognitives

Les publications de Lin et al. (2011a ; 2011b ; 2013 ; 2014) font partie des travaux les plus souvent cités dans le domaine de recherche du déclin cognitif. En 2011(a), Lin et al. testent l'hypothèse selon laquelle la déficience auditive est associée avec les démences toutes causes et la maladie d'Alzheimer. Ils partent d'une population de 639 sujets américains suivis de manière prospective depuis 1990-1994 alors qu'ils n'ont pas de démence, le suivi ayant duré en médiane 11,9 années, période durant laquelle 58 cas de démence sont diagnostiqués, dont 37 cas de maladie d'Alzheimer. Ils montrent que le risque de démence augmente de manière linéaire et significative avec la gravité des LFA. Le risque de maladie d'Alzheimer augmente également mais avec un intervalle de confiance ne permettant pas de confirmer l'hypothèse d'association. Les auteurs concluent donc que la déficience auditive est associée de manière indépendante avec les démences toutes causes, sans pouvoir toutefois dire si la première est un marqueur précoce ou un facteur de risque modifiable.

Les travaux publiés également en 2011 (b) de Lin et al. étudient le lien entre déficit auditif et déficit cognitif à partir d'une cohorte de 347 personnes âgées de 55 ans et plus issus du même panel BLSA (Baltimore longitudinal study of aging), qui n'avaient pas de déficit auditif ni de démence lors de leur inclusion entre 1990 et 1994. Ils montrent que plus le déficit auditif augmente, plus les scores de l'échelle de santé mentale (MMSE) sont dégradés, de même que la mémoire et la fonction cognitive : la réduction de la performance auditive de 25 dB est équivalente au résultat obtenu pour une population plus âgée de 6,8 ans. En d'autres termes, le déficit auditif accélère le vieillissement cognitif.

L'analyse de 2013 pose l'hypothèse que la déficience auditive est associée de manière indépendante à un déclin cognitif accéléré. 1984 adultes américains de 77,4 d'âge moyen sont suivis depuis leur inclusion en 1977-98 pour 6 années de suivi. La déficience auditive touche 1162 sujets, dont le taux déclin cognitif, évalué avec deux échelles adaptées, apparaît comme 41% ou 32% plus grand selon les deux échelles. Les individus ayant des LFA ont un risque accru de 24% de déficience cognitive, ces taux et ce risque étant linéairement associé au niveau de gravité des LFA. Les auteurs concluent donc que la perte auditive est associée de manière indépendante avec un déclin cognitif accéléré et suggèrent l'évaluation de l'impact d'une réhabilitation auditive sur ces résultats.
En 2014, Lin et al. évaluent l'association entre le déficit auditif et les modifications du volume du cerveau pour la population âgée du panel BLSA et confirment l'association indépendante entre les deux mesures : le déficit auditif au-delà de 25 dB conduit à une atrophie accélérée du cerveau dans son ensemble et en particulier des volumes locaux du lobe temporal droit.

La méta-analyse de Schmulian Taljaard et al. (2015) très récemment publiée sur la question de la relation de cause à effet entre déficience auditive et déclin cognitif a inclus 33 analyses pour 40 échantillons de population. Elle conclut (avec des réserves sur la volumétrie des échantillons et l'absence de contrôle suffisant de facteurs de risque) que :

- les capacités cognitives sont significativement plus pauvres pour les sujets ayant un déficit auditif non traité, et restent plus pauvres pour les sujets ayant un déficit auditif appareillé au regard des personnes sans déficit auditif ;
- le degré de déclin cognitif est significativement associé avec le niveau de déficience auditive pour les personnes non traitées et traitées ;
- une intervention auditive améliore significativement les capacités cognitives ;
- la déficience auditive impacte tous les domaines cognitifs.

Si plusieurs travaux ont parallèlement établi un lien statistiquement significatif entre la perte auditive et le déclin cognitif, les travaux d'Amieva et al. (2015) montrent l'impact favorable de l'appareillage pour réduire cet effet. L'analyse porte sur la cohorte prospective PAQUID (Personnes âgées QUID), dont les sujets ont été inclus à

partir de 1989-90. La cohorte comportait les données de 3670 personnes âgées de 65 ans et plus au moment de l'étude. Le déficit auditif est apprécié à l'aide d'un questionnaire de perception permettant de retracer les difficultés majeures ou modérées liées à l'audition. Le déclin cognitif est évalué par l'échelle MMSE, administré lors des consultations de suivi. Les auteurs montrent également le lien significatif et indépendant entre le déficit auditif et le déclin cognitif. Ils montrent surtout que ce déclin dépend de l'usage ou non d'aides auditives, ces dernières le retardant : les sujets portant des aides auditives ont le même déclin cognitif que les sujets sans déficit auditif.

Dans une perspective analogue, Dawes et al. (2015) explorent à partir de données anglaises (164770 personnes âgées de 40 à 69 ans ayant renseigné leurs capacités auditives) l'impact du recours aux aides auditives sur les performances cognitives, l'isolement social et/ou la dépression pour des individus âgés de 40 à 69 ans. Ils montrent à l'aide d'un modèle que les aides auditives sont associées avec une meilleure performance cognitive, indépendamment de l'isolement social et de la dépression (qui ne sont donc pas des facteurs avérés d'amélioration des capacités cognitives ici) mais plutôt grâce à l'amélioration directe de l'audition et de l'efficacité personnelle. Les auteurs suggèrent d'encourager le recours au traitement du déficit auditif pour réduire le fardeau de la maladie lié au déclin cognitif et à la qualité de vie.

Dans le même temps, les travaux de Hung et al. (2015) reposent sur une étude cas-témoin à partir de la population de Taïwan sur une période de 13 ans, où 488 individus de plus de 65 ans ayant eu un diagnostic récent de maladie d'Alzheimer sont appariés à 1952 individus sans maladie d'Alzheimer dans le groupe contrôle. L'objectif est alors de comparer l'association de facteurs de comorbidité (dont la perte auditive) avec le risque de maladie d'Alzheimer dans les deux groupes. Il ressort de l'analyse statistique que la perte auditive est associée à un risque accru de maladie d'Alzheimer dans la population âgée.

2.1.2.5 La santé au travail

En France, les récents travaux de Sitbon et al. (2015) du baromètre santé sourds et malentendants fournissent quelques statistiques clés démontrant l'impact du déficit auditif sur la santé au travail :

- les personnes atteintes de déficit auditif connaissent une souffrance au travail plus fréquente, puisque 34% de la population active est en situation de détresse psychologique liée au travail (pour 5,4% de la population active générale), 10,3% des actifs ont envisagé le suicide au cours des 12 derniers mois à cause de leur situation professionnelle (1,4% pour la population active générale) et 3,5% ont tenté de se suicider au cours de leur vie pour les mêmes raisons (contre 0,6%). De plus, les difficultés de compréhension sont fréquentes, qu'il s'agisse de se faire comprendre ou de comprendre les collègues de travail ;
- deux-tiers de la population ont fait reconnaître leur handicap (RQTH).

Bien que l'enquête Handicap-Santé 2008 ne révèle pas de difficulté majeure en termes d'insertion professionnelle (cf. supra) ce qui semble traduire un progrès social en l'espace d'une décennie, les résultats observés dans les pays développés sont plus mitigés : on observe au Royaume-Uni que la situation des personnes sur le marché du travail est dégradée en cas de déficit auditif au regard des opportunités de carrière, de la perte d'emploi, et des difficultés pour retrouver un emploi (Archbold et al., 2014). Le recours aux aides auditives permettrait d'atténuer cet impact défavorable.

Qu'il s'agisse de mortalité ou de morbidité, on observe à travers la littérature française et internationale que les conséquences de la déficience auditive sont susceptibles d'être considérables pour les individus eux-mêmes en termes de qualité et de durée de vie, mais aussi en termes d'impact économique et sociétal (fardeau de la maladie) : si le déficit auditif est lié de manière indépendante à des dimensions autres de l'état de santé - physiques, psychiques, cognitives, sociales -, il est donc associé à un fardeau économique en termes de coûts directs médicaux et non médicaux, de coûts indirects (productivité) et de coûts intangibles. Le recours aux aides auditives pourrait réduire ce fardeau, les travaux scientifiques médicaux récents tendent à le démontrer de plus en plus. L'objet de la partie suivante est d'explorer cette question.

2.2 Impact économique du déficit auditif

Comme nous l'avons vu dans la première partie de ce travail, la plupart des agences sanitaires françaises (HAS, 2008 ; HCAAM, 2008 ; CEPP, 2008 ; IGAS, 2014) pointent l'absence d'évaluation globale du service attendu par les aides auditives (et notamment sur les différences éventuelles de qualité des aides auditives selon leurs caractéristiques). La HAS (2008) précise toutefois que « le bénéfice de la prothèse est lié à son adéquation avec les caractéristiques audiométriques et le mode de vie du patient, ainsi qu'à la qualité de l'adaptation réalisée par l'audioprothésiste »[42]. Le HCAAM (2008) quant à lui estime que la question des dispositifs médicaux inscrits sur la LPPR est délicate dans la mesure où « le service rendu est peu mesurable » notamment car elle dépend à la fois du produit et du service[43].

Par ailleurs, l'innovation permanente dont bénéficient les aides auditives a pour conséquence un remplacement rapide des produits sur le marché, les biens haut de gamme devenant au bout de cinq ans des biens d'entrée ou de moyenne gamme, tandis que les moins performants sortent du marché ce qui a abouti aujourd'hui à une offre 100% numérique (Alcimed-DSS, 2011). Ainsi, l'évaluation des produits est-elle rendue d'autant plus complexe, pour démêler ce qui relève de la valeur ajoutée de ce qui relève de l'innovation marketing. Comme le souligne le rapport, une telle évaluation est pourtant nécessaire pour repenser les modalités de prise en charge des aides auditives.

Cette question est aussi soulevée par la littérature internationale : deux revues systématiques ont été engagées en 2015 par la Cochrane Library, sans que les résultats soient connus au moment de l'écriture de ce rapport. Le protocole de recherche de Ferguson et al. (2015) précise que la principale action médicale face au déficit auditif est la compensation par aide auditive, mais que l'on en connaît mal les performances exactes, qui sont « utilisateur-dépendantes » pour reprendre l'expression du CESE (2015), alors qu'il s'est vendu 11 millions d'aides auditives dans le monde. L'objectif des aides auditives pour les utilisateurs ayant un déficit moyen à sévère est de bien sûr de réduire le déficit sensoriel, mais aussi de réduire, ce faisant, les limitations associées. Si l'amélioration de la capacité du patient appareillé peut être évaluée par des mesures physiques (audiométriques), les conséquences en termes de limitations associées peuvent l'être en recourant à des questionnaires spécifiques à la maladie associée (par exemple, le MMSE) ou par des questionnaires génériques de qualité de vie adossées aux préférences de la

42. p. 9.

43. p. 3.

population nationale. Toutefois, ces derniers ne permettent pas, bien souvent, de montrer les bénéfices réels des aides auditives en raison de leur faible sensibilité aux conséquences multiples du déficit auditif, en dehors du questionnaire HUI3 qui comporte une question directement liée à la gradation du déficit auditif (cf. infra). Ferguson et al. constatent une absence de consensus scientifique sur le sujet et, partant, l'absence de mesure de référence sur l'importance du gain en termes de qualité de vie et l'absence de revue systématique de la littérature récente (en particulier celle qui mettrait en évidence les résultats d'essais prospectifs contrôlés randomisés). Cela limite considérablement les politiques de santé en termes d'orientation à adopter sur la fourniture d'aides auditives et cela limite également la possibilité de définir un guideline pour les prescripteurs.

Compte tenu de ces éléments, notre analyse propose un scénario d'évaluation qui ne prétend pas être une analyse d'efficience et qu'il convient de lire avec précaution, mais qui pourrait donner quelques tendances générales sur le sujet. Avant de l'aborder, nous proposons un bref aperçu de quelques travaux portant sur le lien entre déficit auditif et recours aux soins.

2.2.1 Les évaluations économiques dans la littérature

Partant des publications précédentes démontrant le lien indépendant entre déficit auditif et morbi-mortalité des sujets âgés, des travaux ont cherché à estimer l'impact de l'état de santé dégradé associé au déficit auditif sur le recours aux soins et le niveau de dépenses. D'autres considèrent les bénéfices que pourraient avoir un dépistage précoce du déficit auditif.

2.2.1.1 Un recours aux soins et des dépenses plus élevés

Deux publications récentes, qui s'appuient largement sur les travaux internationaux précédemment évoqués, traitent plus spécifiquement de l'impact économique de l'état de santé dégradé des personnes âgées atteintes de LFA sur la fréquence du recours aux soins et les dépenses de santé.

Genther et al. (2013) ont identifié une association entre déficience auditive, hospitalisation et fardeau de la maladie pour les personnes âgées de plus de 69 ans (soit 2/3 de la population ayant un déficit auditif, représentant 1140 sujets appariés à 529 sujets sans déficit auditif) pour deux périodes distinctes : 2005-06 et 2009-10. L'analyse statistique montre une association significative entre le déficit auditif et plusieurs marqueurs du parcours de soins et de l'état de santé : l'occurrence d'une hospitalisation, le nombre d'hospitalisations, le nombre de jours de santé physique et de santé mentale plus dégradée. En revanche, le lien avec une inactivité liée à la santé n'est pas établi. Il apparaît donc que la déficience auditive est associée de manière indépendante aux recours hospitaliers et donc à l'utilisation accrue des services de santé, qui s'expliquerait selon les auteurs par des facteurs tels que l'isolement social et par les effets de la déficience auditive sur le déclin cognitif et la démence (ces facteurs sont contrôlés dans l'analyse du parcours de soins). Ils suggèrent de prolonger l'analyse par une évaluation de l'effet d'une réhabilitation auditive sur la réduction des hospitalisations et l'estimation des états de santé par les sujets eux-mêmes.

Quant à l'analyse de Foley et al. (2014), elle interroge la nature (indépendante ou non) du lien entre la déficience auditive et le niveau plus élevé des dépenses de santé qui leur est associé. L'étude porte sur les dépenses de 34 981 sujets de plus de 64 ans, qui ont renseigné le questionnaire de qualité de vie Short Form 12. Les dépenses de santé ont été évaluées tous financeurs confondus, auxquelles s'ajoute une estimation non monétaire des résultats de santé (journées des aidants, scores de qualité de vie). Les principaux résultats montrent, pour une prévalence de la déficience auditive de l'ordre de 23,7%, que la probabilité d'avoir des dépenses plus élevées est significative (de 39%), représentant en moyenne 392 USD en plus, notamment liées à des consultations en ville, en hospitalisation de moins de 24 heures et en urgence. Les scores de qualité de vie sont inférieurs pour les dimensions de santé physique et mentale au regard des individus sans déficience auditive. Les auteurs concluent à l'existence d'une association indépendante entre déficience auditive et niveau plus élevé de dépenses : le supplément de dépenses serait de l'ordre de 3,1 milliards d'USD (pour 7,91 millions de personnes) probablement causé par les chutes, le déclin cognitif, la dépression et l'isolement social. Ils considèrent que cette estimation peut être sous-dimensionnée compte tenu du déni de déficience auditive dans les enquêtes. Comme les auteurs précédents, ils suggèrent d'étudier l'impact de stratégies de réhabilitation auditive sur la réduction des dépenses de santé.

Ces stratégies de réhabilitation auditive suggérées par les auteurs supposent d'abord un dépistage précoce des difficultés d'audition et, en second lieu, une amélioration de l'accessibilité aux aides auditives dès lors que les études économiques en démontrent le rapport coût-efficacité.

2.2.1.2 Enjeux économiques du dépistage précoce du déficit auditif

Comme nous l'avons vu précédemment, le déficit auditif est courant après l'âge de 50 ans, avec une prévalence et une sévérité qui s'accroissent étroitement selon l'âge des individus. Leur autonomie et leur qualité de vie peuvent être compromises dès lors que la perte n'est pas corrigée.

La littérature anglaise montre que les individus attendent souvent 10 à 15 ans avant de recourir à une aide auditive, car ils considèrent que leur ouïe n'est pas si mauvaise et n'envisagent de s'appareiller que lorsqu'elle devient très dégradée. Cela procède aussi de la méconnaissance de l'impact de la perte auditive sur l'état de santé à long terme : en effet, il est désormais établi que les aides auditives améliorent l'intégration sociale et la qualité de vie, même dans le cas d'une perte auditive modérée, et surtout quand elles sont obtenues tôt par les individus.

La prévention secondaire du déficit auditif a-t-elle une pertinence économique ? Pour justifier la mise en œuvre d'un dépistage systématique, ce déficit doit représenter une priorité de santé publique importante, associée à une bonne connaissance de l'histoire naturelle et une démonstration des bénéfices d'un dépistage précoce. Or, les éléments qui précèdent documentent non seulement la prévalence importante de ce problème de santé, mais aussi ses conséquences négatives dans un contexte où la progression en fonction de l'âge est démontrée. Les enjeux du dépistage sont donc à la fois de réduire la durée du handicap et sa gravité ultérieure dans la vie du patient. Se pose la question du coût d'un dépistage systématique : une campagne de prévention secondaire pourrait mobiliser des moyens financiers importants. Tout dépend de la méthode, puisqu'un dépistage systématisé lors des consultations auprès du médecin généraliste en France pourrait représenter très peu d'effort financier et être efficace. En effet, si l'on reprend les travaux d'Amieva et al. (2015), le dépistage dans la cohorte PAQUID s'est effectué lors des consultations de suivi par administration d'un très court questionnaire permettant d'effectuer un repérage du déficit auditif. Le questionnaire comprend deux questions :

- Avez vous une gêne auditive ? (réponses possibles : je n'ai pas de gêne ; J'ai des difficultés à suivre une conversation avec au moins deux personnes ou dans un environnement bruyant ; J'ai une gêne majeure)
- Portez-vous une aide auditive ? (réponses possible : oui/non)

Un tel questionnaire est facile à administrer dans le cadre d'une consultation générale sans que cela obère le temps du praticien. C'est pourquoi une réflexion sur cette méthode de dépistage en consultation générale associée au système des ROSP des médecins généralistes mériterait d'être étudiée.

Dans la littérature, la plupart des travaux suggèrent la mise en œuvre d'un dépistage du déficit auditif des adultes âgés de 50 à 65 ans, c'est-à-dire suffisamment âgés pour que le dépistage vise une cible importante en termes de prévalence mais suffisamment jeunes pour qu'ils puissent tirer les bénéfices d'un dépistage précoce.

Toutefois ces recommandations sont encore rarement évaluées en termes d'efficience et la littérature économique est encore rare sur le sujet. Nous renvoyons le lecteur à notre rapport final pour la présentation des résultats de deux principales études (Davis et al., 2007 et Morris et al., 2012) recueillies sur le sujet et soulignons que quelques autres études d'efficience existent sur l'impact des implants cochléaires (écartées ici).

2.2.2 Impact économique du déficit auditif en France : scénarios et ordres de grandeur

La revue de littérature de Shield (2006) permet de prendre la mesure de l'impact des aides auditives sur la qualité de vie, et notamment sur les dimensions psycho-sociales et cela alors que les aides techniques étaient moins performantes qu'aujourd'hui, bien que cette mesure ne soit pas quantifiée de manière robuste : meilleure confiance en soi, meilleure image de soi et fonction de communication améliorée débouchant sur une meilleure estime de soi, bien que les résultats en termes de personnalité soient moins perceptibles pour les personnes âgées ; moindre détérioration de la fonction psychologique ; réduction des difficultés fonctionnelles pour les personnes âgées et ce dès les trois premiers mois d'appareillage ; améliorations psychosociales en qualité de vie perceptibles dès les premières semaines d'appareillage ; réduction de la dépression associée au déficit auditif ; bénéfices les plus importants sur la dimension d'activité sociale et familiale ; relation croissante entre la sévérité du déficit et la satisfaction : plus le déficit est sévère, plus la satisfaction est importante (excepté au stade très grave) ; moindre isolement social ; sentiment de stigmatisation moins important pour les porteurs que pour les non porteurs ; niveau de satisfaction ne dépendant pas de l'âge ; amélioration de la vie émotionnelle.

Les porteurs d'aides auditives assument davantage le déficit auditif que les non porteurs (qui sont davantage dans le déni) et sont plus préoccupés de la sécurité. Leurs familles estiment que le porteur d'aide auditive a de meilleures capacités cognitives que les non porteurs et sont moins introvertis. Les porteurs d'aides auditives ont un état de santé global meilleur que les autres, notamment pour les dimensions relationnelles, l'estime de soi, la santé mentale, notamment pour ceux qui ont un déficit sévère. Ce faisceau de présomption de l'efficacité des aides auditives est conforté par la revue de la littérature précédente, dont les récentes publications montrent statistiquement l'impact favorable de l'appareillage sur l'état de santé.

Les conséquences du déficit auditif sur l'ensemble des dimensions de l'état de santé imposent donc de raisonner en qualité de vie. Toutefois, à défaut de disposer de données précises sur les scores de santé, nous proposons quelques scénarios et ordres de grandeur pour évaluer l'impact économique du déficit auditif en France.

Pour évaluer les coûts socio-économiques liés au déficit auditif ou fardeau économique, Shield (2006), London economics/RNID (2010) et Archbold (2014) proposent des méthodes que nous combinons en fonction des données disponibles pour la France. Idéalement, l'objectif principal serait d'estimer : les coûts directs sanitaires, sociaux et médico-sociaux, évitables liés au déficit auditif ; les coûts indirects (perte de productivité, sélection sur le marché du travail, impact des nuisances sonores professionnelles...) ; la mesure directe des gains en utilité ou une mesure indirecte par la méthode des coûts intangibles - les plus importants- estimés par la dégradation de la qualité de vie avec ou sans appareillage. Ces derniers sont estimés globalement, en combinant scores de qualité de vie moyens et valeur statistique de la vie humaine, mais ils restent très discutables en termes de méthode.

Dans notre approche, il est évident qu'une analyse précise de chacun de ces postes n'est pas possible. L'estimation que nous proposons sera donc à la fois partielle - ne pouvant inclure tous les coûts - et approximative (reposant sur un certain nombre d'hypothèses). Il s'agit donc d'un ordre de grandeur, à rapprocher des estimations disponibles dans la littérature. La première étape de ce calcul économique consiste à approcher une valeur possible des coûts intangibles.

2.2.2.1 Qualité de vie, scores adossés aux préférences de la population, QALYs et valeur statistique de la vie humaine

En économie de la santé, l'analyse coût-utilité consiste à comparer au moins deux stratégies au regard de leurs coûts (directs médicaux, directs non médicaux, indirects au titre de la productivité) et de leurs conséquences estimées en qualité de vie. La qualité de vie est estimée à l'aide d'échelles validées ; en France, il s'agit par exemple de l'EQ-5D-3L (Euroqol) et du HUI3 (Health utilities index mark 3)[44]. Les scores de qualité de vie sont obtenus par administration du questionnaire et application d'une formule de scorage. Les scores moyens peuvent être reportés sur une échelle de 0 à 1 (0 = mort ; 1 = parfaite santé) qui, combinés à la durée de vie dans l'état, permettent de convertir des années de vie dans cet état en années de vie en bonne santé, à l'aide des QALYs (Quality adjusted Life years)[45].

44. Cf. www.euroqol.org et www.healthutilitiesindex.com

45. Exemple : Par exemple, si la perte d'utilité pour une surdité profonde est estimée à -0,46 pendant 10 ans, la personne a un état de santé estimé à 0,54, on considère que son état de santé représente 5,4 années QALYs au lieu de 10 QALYs si elle était en parfaite santé (en d'autres termes, son état de santé dégradé a engendré une perte de 4,6 années de vie en bonne santé). Si l'appareillage permet à la personne de réduire la perte d'utilité à -0,26, dans ce cas la personne a un état de santé estimé à 0,74 soit 7,4 QALYS pour 10 ans de vie dans cet état. Ainsi il serait possible de dire que l'appareillage permet un gain de 2 QALYs pour 10 ans, soit 0,2 QALYs. En réalité, cette estimation devrait se voir appliquer un taux d'actualisation (préférence pour le présent) mais il ne sera pas nécessaire de recourir à cette technique ici puisque notre estimation porte sur le fardeau économique en 2014 (une année).

Lorsqu'on dispose de deux stratégies pour lesquelles des coûts et des utilités sont estimés, il est possible de calculer le ratio différentiel coût-utilité en rapportant la différence de coût à la différence d'utilité : on obtient alors le coût à payer pour une année de vie en bonne santé. Le sujet est de savoir si ce coût est abordable pour la société ou prohibitif. Cela dépend alors de la disposition à payer collective.

Le seuil de disposition à payer pour une année de vie en bonne santé n'est pas révélé en France par la Haute autorité de santé. En revanche, il l'est au Royaume-Uni, et ce seuil se situe entre 20 000 £ et 30 000 £ soit en euros 25 840 € et 38 760 €. Ce seuil révèle la disposition à payer collective maximum de ce pays pour une année de vie en bonne santé et a donc un lien avec la valeur statistique de la vie humaine. Bien qu'il s'agisse de la classe la plus basse pour un QALY gagné (Shiroawa et al., 2010), nous proposons de retenir la valeur de 40 000 €. [46]

Par ailleurs, les travaux d'évaluation sont assez abondants pour l'évaluation économique des implants cochléaires, pour lesquels il est possible de comparer deux stratégies (implants vs prise en charge traditionnelle) et en inférer un ratio coût-utilité (variation de coût / variation d'utilité). En revanche, il est plus ardu d'obtenir un référentiel des scores de qualité moyen pour différents âges et différentes sévérités du déficit auditif, d'autant que ces mesures dépendent elles-mêmes des outils de mesure de la qualité de vie (EQ-5D, HUI3…). Aussi, quelques valeurs de référence seront retenues à partir de l'approche en termes de qualité de vie adoptée par Shield (2006)[47]. Un référentiel pour les scores de qualité de vie est proposé par l'auteur pour la population européenne (tableau 10).

2.2.2.2 Coût annuel du déficit auditif (2014) selon la perspective de la qualité de vie

A partir des informations collectées dans la première partie, des analyses relatives au fardeau de la maladie et des analyses en termes de qualité de vie, nous proposons une estimation du coût économique du déficit auditif non appareillé.

Les éléments relatifs aux coûts sont délicats à apprécier puisque nous ne connaissons pas l'impact du déficit auditif sur les coûts directs médicaux et non médicaux incluant les coûts ressortissant au domaine social, et nous ignorons d'autant plus cet impact sur les coûts indirects (perte de productivité). Quant au fardeau économique de la maladie, nous l'estimons par la méthode de la qualité de vie.

Cela nécessite de connaître les variables suivantes :

- population française adulte ayant un déficit auditif selon les différents degrés de sévérité ;
- population française adulte qui n'est pas appareillée et qui pourrait l'être ;
- population française adulte appareillée ne portant pas ses aides auditives ;
- qualité de vie associée aux différents degrés de sévérité ;
- valeur monétaire associée à une année de vie en bonne santé.

L'étude Handicap Santé 2008 présente des illustrations graphiques de la prévalence en fonction de la sévérité, mais sans en publier les fréquences précises. Ne connaissant pas la valeur précise de prévalence par classe d'âge, nous retenons les valeurs publiées de l'enquête Handicap de 1998 pour estimer la prévalence de la population adulte ayant un déficit auditif selon le niveau de gravité (sachant que ces données de prévalence sont restées stables dans le temps, comme indiqué en première partie). A partir des données démographiques pour 2014 (base Eco-santé OCDE), nous pouvons estimer les effectifs adultes par classes d'âge pour la France métropolitaine et la France entière. Ensuite, comme mentionné plus haut et par hypothèse, le score de santé moyen d'un adulte en Europe est de 0,85 et :

- un déficit moyen entraîne une perte de 0,05 utilité (score de 0,8),
- un déficit sévère une perte de 0,15 (score de 0,7),
- et un déficit très sévère une perte de 0,25 (score de 0,6).

La valeur d'une année de vie en bonne santé retenue est 40 000 euros.

Si la population atteinte de déficit avéré ne bénéficiait d'aucune intervention pour améliorer son état de santé (c'est-à-dire si personne en France n'était appareillé), les coûts intangibles associés aux LFA seraient de l'ordre de 23,5 milliards en France métropolitaine et 24 milliards en France entière. Il est alors possible d'estimer les coûts évités par l'appareillage auditif actuellement observable en France. Pour débuter cette estimation, supposons que les personnes équipées ne retrouvent pas un état de santé analogue aux personnes du même âge sans déficit auditif avéré, mais « rattrapent » 75% de la qualité de vie dégradée. Cette hypothèse est à mettre en lien avec la satisfaction évaluée dans le cadre des enquêtes qualitatives (par exemple, Eurotrak 2015) et de la revue de la littérature. Supposons également que le nombre de personnes équipées à tous âges adultes soit correctement estimé par l'enquête Eurotrak 2015 (dont nous avons observé la pertinence des données par croisement des sources dans la première partie).

46. Les auteurs estiment par exemple à 43 112 € le seuil australien et à 56 374 € le seuil américain, mais ces seuils peuvent atteindre plusieurs millions d'euros dans des pays d'Asie. Shield (2006) retient la valeur de 44 000 euros, définie par la commission européenne pour l'environnement en 2003.

47. La deuxième méthode d'estimation consiste à évaluer les revenus perdus à cause du déficit auditif. Cette méthode nous semble moins indiquée dans la mesure où une grosse proportion de la population malentendante est âgée et où aujourd'hui cette méthode de type capital humain est moins usitée. Par ailleurs, l'avantage de la qualité de vie est de couvrir toutes les dimensions y compris professionnelle (notamment dans l'évaluation par HUI3).

Sévérité du déficit auditif	Moyen/modéré	Sévère	Très grave ou total
Score moyen de santé pour une personne adulte	0.85	0.85	0.85
Score de santé associé au déficit auditif	0.8	0.7	0.6
Perte de score due au déficit auditif	0.05	0.15	0.25
Valeur pour un QALY=40000€	2000	6000	10000

Tableau 10. Références pour les scores d'utilité. Source : auteurs à partir de Shield (2006) en appliquant la valeur de 40000€ pour un QALY

Ainsi, nous estimons que l'appareillage actuel en France permet d'éviter des coûts intangibles de 6,6 milliards d'euros : c'est la valeur du gain en qualité de vie obtenu grâce aux aides auditives. Les coûts intangibles s'élèvent à 16,7 milliards d'euros : c'est la valeur de la perte de qualité de vie liée au déficit auditif. Si la France égalait le taux cible de 50% de déficient auditifs appareillés (le Danemark ayant pratiquement atteint cette cible optimale), le coût évité par un appareillage optimal serait de 8,7 milliards d'euros, les coûts intangibles seraient donc « réduits » à 14 milliards d'euros, soit un coût évitable de 2,1 milliards d'euros par une révision des règles d'accès aux aides auditives de manière à atteindre la cible de 50% de personnes appareillées (on observe donc que l'effectif non équipé non appareillable équivaut par définition à 50% de la population malentendante).

Toutefois, il convient de prendre en considération la question de l'observance. Nous avons vu en première partie que la France détient avec la Suisse les meilleurs résultats dans l'enquête Eurotrak 2015, avec une déperdition faible de 10% des personnes appareillées (équipées mais ne portant pas leurs appareils ou moins d'une heure par jour). Si l'observance était totale, cela permettrait de réduire le coût de 665 millions d'euros. La faiblesse relative évitable de ce coût indique la bonne performance de la France en matière d'observance, et l'on peut supposer qu'il s'agit d'un coût quasi-incompressible. En conséquence, cet objectif de réduction du coût lié à l'inobservance semble difficile, à atteindre puisque la performance française est en soi une référence au regard de quelques autres pays (Norvège, Danemark, Royaume-Uni). Analysons plutôt ce que la France a évité en coût d'observance par rapport à ces pays et prenons la référence danoise de nouveau : si en France 20% des patients n'étaient pas observants (au lieu de 10%), les coûts intangibles (ou valeur de la perte en qualité de vie) seraient majorés de 1 milliard d'euros.

Ce constat doit être mis en perspective avec l'analyse de l'organisation des systèmes de santé : fournir gratuitement, comme au Danemark, des aides auditives permet de couvrir la quasi-totalité de la population éligible à l'appareillage. Cependant, le faible suivi des patients associé à la fourniture des appareils dans les pays de type NHS engendre une grande déperdition d'efficacité qui se traduit en « perte » de patients équipés et donc en supplément de coûts intangibles. Il convient donc d'encourager l'accessibilité aux aides auditives tout en donnant aux offreurs d'audioprothèses des incitations fortes au suivi des patients et en donnant aux patients des incitations fortes à consommer des services de suivi.

2.2.2.3 Surcoût des dépenses de soins engendrées par le déficit auditif non appareillé et efficience de l'appareillage pour la population non appareillée/appareillable : approximations

Le scénario précédent est un exercice permettant d'estimer l'impact du taux de recours aux soins et de l'observance sur les gains en qualité de vie évalués en termes monétaires. Il est également intéressant de concevoir un scénario d'évaluation pour estimer un ordre de grandeur des coûts d'appareillage, des coûts des soins évités par l'appareillage et du gain en qualité de l'appareillage. De nouveau, nous proposons un exercice de simulation reposant sur un certain nombre d'hypothèses dont le lecteur intéressé pourra trouver le détail dans le rapport intégral et qui reprend une grande partie des hypothèses du premier scénario. Le principal résultat montre que le coût évitable en termes de soins est de l'ordre de 290 millions d'euros pour l'année 2014, soit pour 6 années en euros constants non actualisés 1,7 milliards d'euros. C'est le coût de la morbidité associée au déficit auditif qui pourrait être évité par l'ensemble des financeurs des soins (AMO, AMC et patients) par un recours optimal de la population éligible aux aides auditives (50% de la population totale ayant un) déficit auditif, en tenant compte d'une déperdition de coût incompressible liée à la non observance de 10% de la population appareillée). Ce coût direct évitable serait équivalent au coût d'appareillage de la population cible.

Au-delà des hypothèses relatives à cet exercice de simulation, il convient de noter que nous n'avons pas proposé d'estimation des coûts indirects (impact du déficit auditif sur la productivité au travail par exemple) ou des coûts liés à la dépendance (impact du déficit auditif sur les coûts sociaux). Ces éléments devraient majorer le coût évitable. L'ensemble de cette simulation qui repose sur des hypothèses acceptables montre la nécessité de mener une évaluation économique robuste qui pourrait conforter ces résultats, à savoir la stratégie probablement très efficiente d'appareillage de la population cible.

Il demeure cependant à résoudre la question épineuse du financement des aides auditives pour encourager le recours aux aides auditives, et notamment la question cruciale de la part relative de chacune des parties prenantes, en tenant compte de l'analyse menée dans la première partie de ce travail. Par ailleurs, si l'assurance maladie prenait à sa charge une part importante du financement des audioprothèses, au-delà de l'impact direct en termes budgétaire, il conviendrait d'anticiper un effet rebond du recours pour les personnes déjà appareillées ayant retardé le renouvellement de leurs appareils. Cet effet majorerait inévitablement l'impact budgétaire de l'appareillage.

3 Conclusion

Ce panorama du déficit auditif et du recours aux aides auditives en France fait ressortir quatre principaux enseignements, à la lumière des comparaisons internationales et de la littérature médicale scientifique:

1) Le déficit auditif avéré (limitations fonctionnelles auditives moyennes à totales), en diminuant les capacités de communication des personnes, rejaillit significativement sur l'ensemble des dimensions de l'état de santé des personnes concernées (mobilité, autonomie, activités quotidiennes, douleur/gêne, anxiété/dépression), par une succession de conséquences en chaîne dont les principales sont l'isolement social, le déclin cognitif, la souffrance au travail, les troubles mentaux et les chutes. La perte de l'audition représente un handicap majeur qui, en touchant plus de six millions de la population française, souvent âgée, a des effets délétères sur la qualité de vie tout en induisant un surcroît de dépenses sanitaires et sociales pour la collectivité.
2) La politique de prévention secondaire, consistant à dépister et appareiller les personnes ayant un déficit auditif, est inexistante au regard de la prise en charge publique. L'assurance maladie obligatoire, en solvabilisant seulement 8% du prix des aides auditives pour les adultes, a quasiment exclu le déficit auditif de la gestion du risque santé, laissant au secteur des organismes complémentaires et surtout aux patients le reste-à-charge à acquitter. In fine, c'est aux familles, aux aidants et à l'ensemble de la collectivité que revient le tribut à payer pour ce handicap, comme pour la perte d'autonomie associée dès lors qu'un tiers de la population

appareillable ne recoure pas aux aides auditives. De surcroît, les inégalités liées aux droits des assurés complémentaires comme les inégalités liées aux revenus et aux capacités à payer pour un appareillage contribuent à maintenir les inégalités sociales de santé, par l'effet du renoncement aux soins.

3) S'agissant des modes de rémunération des offreurs de soins, une réflexion doit être menée à l'aune de leur efficacité. Pour réguler le secteur de l'audioprothèse et concevoir une tarification des aides auditives incitative, un arbitrage doit être effectué entre des objectifs de maîtrise des dépenses, de qualité des soins et de liberté de choix, dans le cadre d'un scénario où les patients seraient mieux solvabilisés pour acquérir des aides auditives. Les outils ne manquent pas pour concevoir une tarification assurant le meilleur arbitrage au titre des deniers publics, mais il convient d'être très prudent sur la question du découplage éventuel du bien et du service d'audioprothèse. C'est un modèle dont les effets pervers sont analogues à ceux de la tarification de type « cost-plus» connue pour ses effets inflationnistes et qui met ici en jeu l'observance des patients, soit l'efficacité thérapeutique des aides auditives pour une partie d'entre eux. A l'heure où l'on observe une adoption croissante des systèmes de paiement forfaitaires (« prospective payment ») pour les autres composantes de l'offre de soins et où l'on accorde une importance grandissante à l'éducation thérapeutique des patients, cette idée de divisibilité du bien et du service s'inscrit à contre-courant des approches économiques en termes d'incitations. Les comparaisons internationales illustrent de manière éclairante l'impact de la couverture et de l'organisation des soins sur le recours aux aides auditives, le renouvellement des équipements et l'observance des patients.

4) La nécessaire révision du périmètre de couverture des aides auditives doit non seulement tenir compte des effets incitatifs des modes de rémunération des offreurs, mais doit aussi s'appuyer sur des études médico-économiques apportant la preuve du service attendu et de sa nature. Intuitivement, il s'agit d'un service a minima important, voire majeur :

- les adultes porteurs d'aides auditives – deux tiers de la population appareillable -, en acquittant de leur poche 950 euros (une oreille) à 1900 euros (deux oreilles) effectuent l'achat en dépit du reste-à-charge, ce qui indique la nature du bien (de nécessité) ;
- la littérature médicale scientifique expose sans ambiguïté les effets négatifs en cascade du non appareillage, mais montre aussi les effets bénéfiques du port des aides auditives (au moins sur le déclin cognitif, puisque les revues systématiques de littérature sur le sujet sont attendues pour 2016) ;
- l'exercice de simulation du rapport coût-utilité proposé dans ce rapport, bien que reposant sur des hypothèses très simplificatrices, fournit des ordres de grandeur qui laissent à penser que l'appareillage est non seulement efficient mais pourrait même être une stratégie dominante pour la collectivité.

Ces quatre principaux enseignements amènent à quelques suggestions pour la régulation du secteur des audioprothèses en France :

- *Renforcer l'information des pouvoirs publics à tous les niveaux de décision du système de santé sur le fardeau sanitaire et économique du déficit auditif :*

- par une revue systématique de la littérature médicale scientifique et économique ;
- par la mise en œuvre d'évaluations médico-économiques prospectives de l'appareillage, en collectant les informations nécessaires dans le cadre des enquêtes régulièrement menées sur les populations actives et âgées, afin d'en révéler le ratio différentiel coût-utilité ;
- En estimant l'impact budgétaire de l'appareillage selon des scénarios de couverture par l'assurance maladie obligatoire.

- *En amont de la demande de soins :*

- Informer l'ensemble de la population des conséquences de l'exposition au bruit et de la presbyacousie ;
- Accorder un accès aux aides auditives indépendamment des considérations de statut (maladie, handicap, vieillesse) afin de mettre sur un pied d'égalité les personnes atteintes de déficit auditif en France.

- *En aval de la demande de soins :*

- Solvabiliser la demande de soins suffisamment pour assurer une couverture quasi-totale d'appareillage en entrée de gamme, sur la base d'un prix forfaitaire prospectif, associé à une durée minimum d'usage, et laisser la disposition à payer jouer pour acquérir librement des produits différenciés, sur le principe du tarif forfaitaire de responsabilité des médicaments ;
- Informer la population ayant besoin d'un appareillage du service attendu des différents types d'aides, en dissociant les qualités communes et reconnues dans la réhabilitation auditive des options de confort ;
- Evaluer l'impact budgétaire pour l'assurance maladie d'une révision du périmètre de remboursement, par le recours des personnes appareillables non équipées, mais aussi en anticipant les comportements de rattrapage pour les personnes appareillées depuis plus de six ans.

- *En amont de l'offre de soins :*

- Associer par des incitations appropriées les médecins généralistes et les médecins du travail à une campagne de prévention secondaire au fil de l'eau, lors des consultations médicales pour les personnes en fin de vie active vers 60-65 ans. Ce dépistage pourrait s'effectuer à un très faible coût à l'aide d'un court questionnaire de deux questions permettant de discriminer les personnes ayant un déficit auditif des autres.

- En aval de l'offre de soins :

- Maintenir le principe d'une tarification forfaitaire prospective - dont les propriétés incitatives sont bien connues - pour les audioprothésistes, de manière à privilégier la maîtrise des dépenses comme la qualité des soins, et donc de l'observance et de l'efficacité thérapeutique des aides auditives pour tous les patients, quelle que soit leur capacité à payer.

L'ensemble de ces suggestions trouvent leur justification dans la revue analytique de la littérature récente présentée dans notre rapport. Elles imposent un examen urgent de la régulation du secteur des audioprothèses, à l'heure où le vieillissement de la population et le phénomène de la génération digitale connectée risquent de contribuer à une aggravation de la prévalence du déficit auditif en France.

LISTE DES SIGLES ET ACRONYMES			
AA	Aide auditive	Insee	Institut national de la statistique et des études économiques
ALD	Affection de longue durée	InVS	Institut national de veille sanitaire
AMC	Assurance maladie complémentaire	INPES	Institut national de prévention et d'éducation à la santé
AMO	Assurance maladie obligatoire	LFA	Limitations fonctionnelles auditives
APA	Allocation personnalisée d'autonomie	MMSE	Mini mental state examination
APHAB	Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit	NHANES	National health and nutrition examination survey
BLSA	Baltimore longitudinal study of aging	NICE	National Institute of Clinical Excellence
BS	Baromètre santé	OCAM	Organismes complémentaires d'assurance maladie
BSI	Brief symptom Inventory	OCDE	Organisation de coopération et de développement économique
BSSM	Baromètre santé sourds et malentendants	OMS	Organisation mondiale de la santé
CASF	Code de l'action sociale et de la famille	ORL	Oto-Rhino-Laryngologiste
CEPP	Commission d'évaluation des produits et prestations	PCH	Prestation de compensation du handicap
CEPS	Comité économique des produits de santé	PHQ9	Patient health questionnaire - depression
CMUC	Couverture maladie universelle complémentaire	PFHT	Prix fabricant hors taxe
CNAMTS	Caisse nationale d'assurance maladie des travailleurs salariés	QALYs	Quality adjusted Life Years
CNEDiMTS	Commission nationale d'évaluation des dispositifs médicaux et des technologies de sante	RAC	Reste-à-charge
CSP	Catégorie socio-professionnelle	RDCU	Ratio-différentiel coût-utilité
DM	Dispositif médical	ROSP	Rémunération sur objectifs de santé publique
dB	Décibel(s)	RQTH	Reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé
DREES	Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques	SF12	Questionnaire de qualité de vie Short form 12 dimensions
DSS	Direction de la sécurité sociale	SNIIRAM	Système national inter-régimes de l'assurance maladie
EHIMA	European Hearing Instrument Manufacturers Association	SNITEM	Syndicat national de l'industrie des technologies médicales
ESPS	Enquête santé et protection sociale	TTC	Toutes charges comprises
EQ-5D	Questionnaire de qualité de vie EuroQol	TVA	Taxe sur la valeur ajoutée
HAS	Haute autorité de Santé	UNPS	Union nationale des professionnels de santé
HCAAM	Haut Conseil pour l'avenir de l'assurance maladie	UNSAF	Union nationale des syndicats des audioprothésistes français
HID	Enquête Handicaps-Incapacités-Dépendances de 1998	VAV	Valeur annuelle de la vie
HUI3	Questionnaire de qualité de vie Health utilities index Mark 3	VVS	Valeur statistique de la vie
IGAS	Inspection générale des affaires sociales	WHO-QoL	Questionnaire de qualité de vie de l'OMS

Références du rapport intégral

Acar B, Yurekli MF, Babademez MA, Karabulut H, Karasen RM. Effects of hearing aids on cognitive functions and depressive signs in elderly people. Arch Gerontol Geriatr. 2011 May-Jun;52(3):250-2

Archbold Sue, Lamb Brian, O'Neill Ciaran, Atkins John, 2014, The real cost of adult hearing loss : reducing its impact by increasing access to the latest hearing technologies, The ear foundation, 24 p.

Alcimed-Direction de la sécurité sociale. Analyse économique du secteur des appareillages optiques et auditifs. Rapport final. 2011. Mars. 121 p.

Alcimed-CNSA. Etude européenne sur le marché des aides techniques destinées aux personnes handicapées et âgées en perte d'autonomie. Synthèse transversale et annexe aides auditives. 2009. Décembre.

Amieva H, Ouvrard C, Giulioli C, Meillon C, Rullier L, et al. Self-Reported Hearing Loss, Hearing Aids, and Cognitive Decline in Elderly Adults: A 25-Year Study. J Am Geriatr Soc. 2015 Oct;63(10):2099-104.

Autorité de la Concurrence. Décision n°16-SOA-01 du 3 février 2016 relative à une saisine d'office pour avis portant sur le secteur des audiprothèses. 2016. Fév. 8 p.

Bainbridge KE, Hoffman HJ, Cowie CC. Diabetes and hearing impairment in the United States: audiometric evidence from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999 to 2004. Ann Intern Med. 2008;149:1–10.

Bernabei V, Morini V, Moretti F, Marchiori A, Ferrari B, et al. Vision and hearing impairments are associated with depressive--anxiety syndrome in Italian elderly. Aging Ment Health. 2011 May;15(4):467-74.

Commission d'évaluation des produits et prestations. Avis de la commission 01/04/2008 sur les dispositifs appareils électroniques correcteurs de surdité (titre II, chap.3 de la LPP mentionnés à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale). 2008. Avril. 22 p.

Comité économique des produits de santé. Rapport d'activité 2014/2015. 2015. Septembre.

Commissariat général à la stratégie et à la prospective (Rapport Baumstark L, Dervaux B, treich N). Eléments pour une révision de la valeur de la vie humaine. Rapports et documents. Tome 2. 2013. Avril. 28 p.

Conseil économique, social et environnemental (Beaudet T, Couty E). La place des dispositifs médicaux dans la stratégie nationale de santé. 2015. Janvier. 66 p.

Cour des comptes. L'accès aux soins des ménages défavorisés : un bilan en demi-teinte, une action à mieux cibler (chapitre XII du rapport Sécurité sociale). 2015. Sept. pp.415-448.

Cour des comptes. Les dispositifs médicaux : une dépense non maîtrisée (chapitre X du rapport Sécurité sociale). 2014. Sept. pp.291-318.

Cour des comptes. La prise en charge par les organismes de protection sociale de l'optique correctrice et des audioprothèses (chapitre XIV du rapport Sécurité sociale). 2013. Sept. Pp. 393-420.

Conseil national de la consommation. Rapport du CNC relatif aux prothèses auditives. 2000. Mars. NOR : ECOC0000082X. Consultable en ligne.

Davis A, Smith P, Ferguson M, Stephens D, Gianopoulos I. Acceptability, benefit and costs of early screening for hearing disability: a study of potential screening tests and models. Health Technol Assess 2007;11(42).

Dawes P, Emsley R, Cruickshanks KJ, Moore DR, Fortnum H, et al. Hearing loss and cognition: the role of hearing AIDS, social isolation and depression. PLoS One. 2015;10(3)

Dranove D, Satterthwaite MA. The industrial organization of health care markets. Chp.20 in Handbook of health economics. Vol 1. Part B. ed. Elsevier. 2000. pp1093-1139.

Eco-Santé OCDE. Base de données consultable en ligne. http://www.ecosante.fr consultée en ligne en février 2016.

EHIMA. Market surveys Eurotrak (2009, 2012, 2015). En ligne sur http://www.ehima.com/documents/

Ferguson MA, Kitterick PT, Edmondson-Jones M, Hoare DJ Hearing aids for mild to moderate hearing loss in adults (Protocol). The cochrane collaboration. Ed. Wiley. 2015.

Fellinger J, Holzinger D, Gerich J, Goldberg D. Mental distress and quality of life in the hard of hearing. Acta Psychiatr Scand. 2007 Mar;115(3):243-5.

Fisher D, Li CM, Chiu MS, Themann CL, Petersen H, et al. Impairments in hearing and vision impact on mortality in older people: the AGES-Reykjavik Study. Age Ageing. 2014 Jan;43(1):69-76.

Foley DM, Frick KD, Lin FR. Association of Hearing Loss and Health Care Expenditures in Older Adults. Journal of the American Geriatrics Society. 2014;62(6):1188-1189.

Garnero M, Le Palud V (DREES). Les contrats les plus souscrits auprès des organismes complémentaires santé en 2010. Document de travail Série statistiques. N°191. 2014. Août. 78 p.

Genther DJ, Frick KD, Chen D, Betz J, Lin FR. Association of hearing loss with hospitalization and burden of disease in older adults. JAMA. 2013 Jun 12;309(22):2322-4

Genther DJ, Betz J, Pratt S, et al. Association of Hearing Impairment and Mortality in Older Adults. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences. 2015;70(1):85-90.

Godinho L.. Analyse sectorielle du secteur de l'audioprothèse en France. Document de travail. 2015a. Décembre.

Godinho L. What is the most efficient reimbursement system in Europe ? A statistical look at the wide range of European hearing aid reimbursement systems. The Hearing Rewiew. 2015b. Dec. – Disponible : http://www.hearingreview.com/2015/12/efficient-reimbursement-system-europe/

Grant-Salmon T. The european hearing aid market. Audio-infos. N°81. 2013. Sept. Pp.20-23.

Haeusler L, Mordier B. Vivre avec des difficultés d'audition – Répercussions sur les activités quotidiennes, l'insertion et la participation sociale. Dossiers solidarité et santé. 2014 fev ; n°52 :1-17.

Haeusler L, De Laval T, Millot C. Etude quantitative sur le handicap auditif à partir de l'enquête « Handicap-Santé ». Document de travail, série Etudes et recherches. 2014 août ; n°131 : 156 p.

Haut Conseil pour l'avenir de l'assurance maladie (HCAAM). Rapport annuel 2013. 2013a. 273 p.

Haut Conseil pour l'avenir de l'assurance maladie (HCAAM). La généralisation de la couverture complémentaire en santé. Rapport. 2013b. Juillet. 120 p.

Haut conseil pour l'avenir de l'assurance maladie (HCAAM). Note sur les dispositifs médicaux. 2008. Mai. 79 p.

Hung S C, Liao K F, Muo C H, Lai S W, Chang C W, Hung H C. Hearing los sis associated with risk of Alzheimer's disease : a case§control study in older people. J Epidemiol. 2015 May 16 ;25(8) :517-521.

Inserm (Institut national de la santé et de la recherche médicale). Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées. Synthèse et recommandations. 2014. 114 p.

Inspection générale des affaires sociales (IGAS). Evaluation de la prise en charge des aides techniques pour les personnes âgées dépendantes et les personnes handicapées. Rapport (P. Blanchard, H. Strohl-Maffesoli, B. Vincent). 2013. Avril. 115 p.

Inspection générale des affaires sociales (IGAS). Evolution et maîtrise de la dépense des dispositifs médicaux. Rapport Tome 1 (A. Morel, A. Kiour, A. Garcia). 2010. Nov. 171 p.

InVS (Institut de veille sanitaire), Handicap auditif, limitations et déficiences fonctionnelles :

Principaux résultats de l'enquête Handicap-Santé 2008-2009, France. Bull Epidémiol Hebd. 2015;(42-43):796-8.

Le Monde daté du 29 Septembre 2009. Les Français malentendants tardent à s'équiper d'audioprothèses. Archive en ligne sur www.lemonde.fr.

Le Monde daté du 12 Mars 2000. De plus en plus performantes, les aides auditives sont très mal remboursées. Archive en ligne sur www.lemonde.fr.

Le Monde daté du 16 Mai 1996. Douze mille francs l'unité. Archive en ligne sur www.lemonde.fr.

Leusie S. Privation sensorielle auditive et réhabilitation chez le sujet âgé : conséquences sur le fonctionnement cognitif. Thèse de doctorat en neurosciences. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015

Li C-M, Zhang X, Hoffman HJ, Cotch MF, Themann CL, Wilson MR. Hearing Impairment Associated With Depression in US Adults, National Health and Nutrition Examination Survey 2005–2010. JAMA otolaryngology-- head & neck surgery. 2014;140(4):293-302.

Lin FR, Metter EJ, O'Brien RJ, Resnick SM, Zonderman AB, et al. Hearing loss and incident dementia. Arch Neurol. 2011 Feb;68(2):214-20.

Lin FR, Ferrucci L, Metter EJ, An Y, Zonderman AB, et al. Hearing loss and cognition in the Baltimore Longitudinal Study of Aging. Neuropsychology. 2011 Nov;25(6):763-70

Lin FR, Ferrucci L. Hearing Loss and Falls Among Older Adults in the United States. Archives of internal medicine. 2012;172(4):369-371.

Lin FR, Yaffe K, Xia J, et al. Hearing loss and cognitive decline in older adults. JAMA Intern Med. 2013;173:293–299.

Lin FR, Ferrucci L, An Y, Goh JO, Doshi J, et al. Association of hearing impairment with brain volume changes in older adults. Neuroimage. 2014 Apr 15;90:84-92.

Liu CF, Collins MP, Souza PE, Yueh B. Long-term cost-effectiveness of screening strategies for hearing loss. J Rehabil Res Dev. 2011;48(3):235-43.

Ministère du travail, des relations sociales, de la famille, de la solidarité et de la ville – Secrétariat d'Etat chargé de la famille et de la solidarité. Plan 2010-2012 en faveur des personnes sourdes et malentendantes. 2010. Février.

Mener DJ, Betz J, Genther DJ, Chen D, Lin FR. Hearing Loss and Depression in Older Adults. Journal of the American Geriatrics Society. 2013;61(9):1627-1629.

Mougeot M, Naegelen F. Régulation et tarification des hôpitaux. Ed. economica. 2011.

Morris AE, Lutman ME, Cook AJ, Turner D. An economic evaluation of screening 60- to 70-year-old adults for hearing loss. J Pub Health. 2012 Sept 35 ;1 :139 :146.

OCDE. Panorama de la santé 2013. 2015. Disponible en ligne : http://www.oecd.org/fr/sante/systemes-sante/panorama-de-la-sante-19991320.htm et consulté en février 2016.

WHO. Deafness and hearing loss. Fact Sheet n°300. 2016. Mars. http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/ consulté en mars 2016.

Schmulian Taljaard D, Olaithe M, Brennan-Jones CG, Eikelboom RH, Bucks RS. The relationship between hearing impairment and cognitive function: A meta-analysis in adults. Clin Otolaryngol. 2015 Dec 16.

Shield B. Evaluation of the social and economic costs of hearing impairment. A report for Hear-it. 2006

Shiroiwa, T., Sung, Y.-K., Fukuda, T., Lang, H.-C., Bae, S.-C. and Tsutani, K. (2010), International survey on willingness-to-pay (WTP) for one additional QALY gained: what is the threshold of cost effectiveness?. Health Econ., 19: 422–437.

Sirven N, Bourgueil Y. La prévention de la perte d'autonomie : la fragilité en questions, apports, limites, perspectives. Rapport de l'IRDES n°563. 2016, janvier.

Sitbon A, Guignard R, Chan Chee C, du Roscoät E. Pensées suicidaires, tentatives de suicide et violences subies chez les populations sourdes et malentendantes en France. Résultats du Baromètre santé Sourds et malentendants, 2011-2012. Bull Epidémiol Hebd. 2015;(42-43):789-95.

UFC-Que choisir. Audioprothèses. Un marché verrouillé au détriment des malentendants. 2015, Septembre.

Viljanen A, Kaprio J, Pyykkö I, Sorri M, Pajala S, et al. Hearing as a predictor of falls and postural balance in older female twins. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2009 Feb;64(2):312-7.

Découvrez l'aide auditive rechargeable Phonak Audéo™ B-R

L'aide auditive au chargement le plus rapide et à l'autonomie la plus longue jamais créée • Technologie de batterie lithium-ion de pointe • Aucun souci avec les piles jetables • Chargez l'appareil en déplacement
Des performances auditives supérieures grâce à AutoSense OS™

Ainsi, vous entendez parfaitement... partout où la vie vous entraîne.

www.phonak.fr/rechargeable

*Résultats attendus à pleine charge et avec une durée maximale de 80 minutes de diffusion sans fil.
Rendez-vous sur le site www.phonakpro.fr/etudes

PHONAK
life is on

Une marque Sonova

Métier et Technique

Influence de la stratégie de codage de l'implant cochléaire

P.A. Cucis[1], C. Berger-Vachon[1,2,5], E. Truy[1,2,6], H. Thai Van[1,2,6], F. Millioz[1,3], S. Gallego[1,4]

1. Université Claude-Bernard Lyon1, 43 bvd du 11 Novembre, 69 622 Villeurbanne-Cedex
2. Centre de Recherche des Neurosciences de Lyon, (CRNL), INSERM U1028, 95 bvd Pinel, 69 675 Bron-Cedex
3. Laboratoire CREATIS, Bâtiment Blaise Pascal, Avenue J Capelle, INSA-Lyon, 69621 Villeurbanne-Cedex
4. Centre Audition-Conseil, 34 avenue Lacassagne, 69 003 Lyon
5. IFSTTAR, 25 Avenue François Mitterrand, 69 500 Bron
6. CRIC, Pavillon ORL, Hôpital Edouard-Herriot, 69437 Lyon-Cedex 03

E-mail : cucis.pa@gmail.com

Résumé

Les stratégies de codage de l'implant cochléaire font toujours l'objet de travaux dans le but d'apporter au patient le meilleur service possible. La compréhension de la parole dans le bruit est un problème récurrent, aggravé lorsqu'on est confronté au vieillissement des systèmes embarqués et notamment à l'encrassement des microphones.

Dans ce travail, on a comparé la reconnaissance de mots dissyllabiques par une population de sujets normo-entendants (20 sujets) qui ont écouté un signal « vocodé » simulant les stratégies CIS et N-of-M. L'encrassement du microphone a été simulé en utilisant des données expérimentales obtenues à partir d'une étude réalisée sur l'aide auditive conventionnelle qui utilise les mêmes microphones que l'implant. Quatre niveaux d'encrassement ont été retenus. Les témoins ont reconnu les syllabes des listes de Fournier mélangées à un bruit de type cocktail-party. Un ajustement par des courbes sigmoïdes a permis de déterminer la compréhension vocale à 50% ainsi que la montée du gain d'intelligibilité, en fonction du rapport signal sur bruit (RSB). Les résultats montrent que le codage CIS résiste mieux au bruit que N-of-M. La reconnaissance des syllabes varie de 0% pour un RSB de -3 dB à 100% pour un RSB de +9 dB. L'avantage de la stratégie CIS est surtout visible pour les RSB intermédiaires (0, 3 et 6 dB). Pour les encrassements très forts, N-of-M ne rattrape pas CIS.

Dans la mesure où CIS et N-of-M sont équivalents lorsque N = M la discussion du choix de N et du codage reste ouverte.

Mots clés: Implant cochléaire, Stratégies de codage CIS et N-of-M, Encrassement des Microphones, Simulation du codage, Bruit.

1 Introduction

Le vieillissement du matériel est un problème classique de l'instrumentation médicale. Ceci affecte le fonctionnement des machines [1,2] et des efforts sont effectués pour réduire cette incidence.

Dans les systèmes de réhabilitation de la surdité, le microphone, situé à l'entrée de la chaîne, vieillit et s'encrasse, et cette incidence n'est pas négligeable.

En effet les anomalies à ce niveau seront amplifiées, ce qui affectera les performances de la machine et en conséquence celles des sujets appareillés.

Ce phénomène, déjà abordé au niveau des aides auditives classiques, mérite d'être revu avec l'implant cochléaire [11,12].

En ce qui concerne l'implant, on sait que plusieurs stratégies de codage sont offertes par les constructeurs [5,16] et on peut se demander si toutes ces stratégies sont équivalentes en face du « vieillissement » du microphone, vieillissement qui est inévitable.

Le nettoyage des aides auditives est une étape classique réalisée lors du suivi des patients appareillés et la fréquence de cet entretien reste une question ouverte. De plus, dans le cas des aides auditives acoustiques, le contrôle de l'intégrité des microphones est possible grâce notamment à l'utilisation des chaînes de mesures ce qui apporte un plus dans le contrôle de ces systèmes.

L'utilisation d'un appareil de correction auditive dans la vie courante doit pouvoir gérer les ambiances bruitées. Une étude analytique de cet effet impose la maîtrise des conditions expérimentales et une étude « sur table » est indiquée pour évaluer de façon précise l'influence des paramètres du codage de l'implant [6,8].

Dans cette optique, des signaux « transformés » sont proposés à des sujets normo-entendants, et la même personne peut réagir dans différentes situations ; les analyses statistiques appariées sont plus sensibles pour mettre en évidence les différences [10]. De plus, des études spécifiques ont indiqué que, dans les grandes lignes, on pouvait pour des sujets malentendants, se fier aux résultats obtenus en simulation [6,7,9].

La significativité des résultats nécessite une cohorte de sujets suffisante. Il est alors indispensable de passer par les règles de recherche de la santé publique et donc de disposer de l'accord d'un CPP (Comité de Protection des Personnes).

Nous avons abordé cet aspect en deux étapes. La première a été la réalisation d'une pré-étude, avec trois sujets, pour s'assurer que l'étude méritait d'être entreprise [11]. Ensuite, les dossiers du CPP ont été remplis et présentés au Comité d'éthique.

Une fois l'autorisation obtenue, on a réalisé le recrutement des sujets témoins et on a entrepris l'étude.

Deux codages classiques de l'implant (CIS et N-of-M) ont été considérés et on a étudié les performances des sujets dans des ambiances plus ou moins bruitées.

Par la suite, dans une seconde étude [4], nous avons repris l'influence du nettoyage des microphones chez des sujets implantés. Cette étude est directe ; elle est moins sensible mais elle complète la première [3].

L'organisation de cet article est la suivante ; après l'introduction on indique (seconde partie) la méthodologie qui décrit la simulation du codage du signal et l'encrassement du microphone, la population d'étude, le matériel acoustique utilisé (signal + bruit), la session de recueil des données et l'exploitation mathématique et statistique des résultats. La troisième partie présente les résultats obtenus et on les discute dans le cadre des objectifs que nous nous sommes fixés. Enfin, une conclusion rappelle les principaux points mis en évidence.

sur la reconnaissance de syllabes en milieu bruité en fonction de l'encrassement du microphone

2 Matériel & Méthodes

2.1 Simulation de l'implant

Le principe de l'implant cochléaire est bien connu ; nous avons simulé son fonctionnement en adoptant le codage du vocodeur.

Le simulateur utilisé est représenté schématiquement sur la figure 1. Il code le signal pour les sujets normo-entendants.

Les différentes étapes de traitement du signal, représentées sur la figure 1, sont les suivantes :

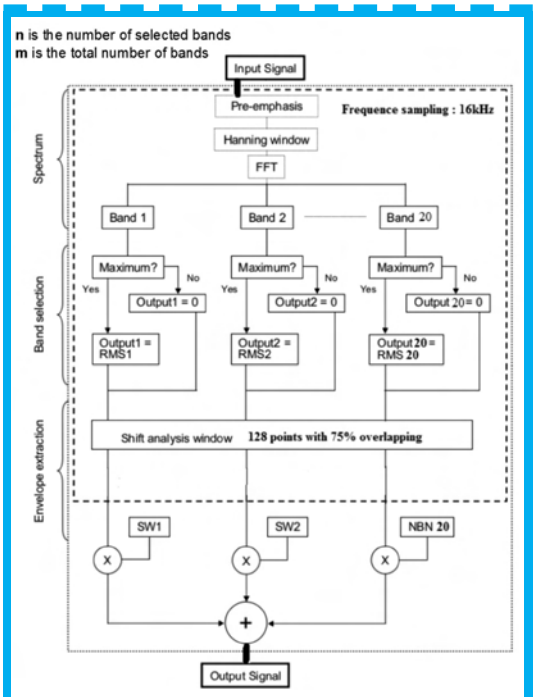


Figure 1. Simulation du codage de l'implant cochléaire par un vocodeur.

1. Le signal capté par le micro passe par un filtre de pré-emphase qui est un filtre passe-haut de fréquence de coupure 1.2 kHz et de pente 3 dB/octave,
2. Le signal est ensuite échantillonné à la fréquence de 16 kHz et les fenêtres d'analyse sont de durée 8 millisecondes ce qui conduit à 128 points. Le chevauchement entre les fenêtres est de 6 millisecondes (chevauchement de 75%).
3. Une correction des amplitudes est ensuite effectuée en utilisant une fenêtre de Hanning, pour des raisons de continuité.
4. Sur les échantillons ainsi corrigés, on applique une transformation de Fourier rapide discrète qui conduit à 64 raies spectrales (amplitude et phase), réparties de 0 à 8 kHz, avec un pas d'analyse de 125 Hz.
5. Les raies spectrales sont ensuite regroupées en bandes de fréquences réparties de façon logarithmique, selon la physiologie de l'oreille. Conformément aux valeurs généralement utilisées pour l'implant, nous avons pris 20 bandes de fréquence (soit 20 canaux).
6. Dans chaque bande, l'énergie est calculée en sommant les carrés des amplitudes de chaque raie spectrale (théorème de Parseval) ; l'énergie est représentée par le RMS (Root Mean Square). Pour la stratégie CIS (Continuous Interleaved Samples) tous les canaux sont pris. Dans le cas N-of-M les N bandes les plus énergétiques sont utilisées. Nous avons fixé N = 8 pour la suite du travail, chiffre classiquement retenu. On remarque que si N = M, la stratégie N-of-M devient égale à CIS.
7. Enfin, pour représenter chaque bande, on module l'amplitude d'un bruit blanc filtré, avec l'énergie détectée (technique du « narrow band »).

Le signal de sortie est obtenu en sommant les N (N = 8) canaux pour la stratégie N-of-M ou les 20 canaux pour la stratégie CIS. On notera que pour les deux premiers canaux, très étroits, la stimulation correspond à une sinusoïde.

2.2 Matériel acoustique

a) Listes dissyllabiques de Fournier

Compte tenu des possibilités acoustiques des sujets, nous avons choisi les listes de Jean-Etienne Fournier qui sont des mots dissyllabiques pouvant amener une information dans le cadre de notre travail. Ils sont prononcés par une voix masculine.

Chaque liste est constituée de 10 mots (par exemple : « le bouchon ») et on dispose au total de 40 listes. L'unité de reconnaissance que nous avons retenue est la syllabe, ce qui conduit à une précision de 5% par liste.

b) Bruit

On a utilisé un bruit de type « cocktail-party » constitué par les voix de 8 locuteurs francophones, 4 hommes et 4 femmes.

Nous avons choisi ce bruit car il contient suffisamment voix différentes, afin d'assurer un niveau de masquage suffisant et une difficulté constante tout au long du test.

c) Signal d'entrée

Le signal proposé à l'entrée du vocodeur a été un mélange de bruit et de signal vocal. Ce mélange a été effectué par un audiomètre Madsen Orbiter 922 permettant de bien ajuster les rapports signal sur bruit (RSB).

Le signal a été présenté aux sujets normo-entendants sur l'oreille droite par un casque (casque audiométrique TDH39).

Le niveau sonore des listes était de 60 dB et les niveaux de bruits se sont échelonnés de 51 à 63 dB, ce qui a conduit à une intensité totale de moins de 65 dB (64.8 dB). Ceci est nettement inférieur au seuil réglementaire défini pour des expositions aux bruits professionnels, ce qui était une des conditions du CPP.

Les rapports signal sur bruit (RSB) considérés ont été : -3dB, 0 dB, 3 dB, 6 dB et 9 dB. Pour 9 dB le pourcentage maximum de reconnaissance était atteint, et pour -3 dB ce pourcentage était pratiquement nul.

d) Situations étudiées

Dans notre protocole, nous avons étudié 8 conditions:

- 2 stratégies de codage (CIS ; N-of-M),
- 4 niveaux d'encrassement des microphones.

Pour chaque condition, nous avons introduit 5 RSB, ce qui a conduit à 4x2x5 = 40 combinaisons. Chaque combinaison a été affectée à une liste de Fournier. On a donc disposé d'une liste par combinaison, sans répétition.

Chaque session (passage des 40 listes) était précédée par un petit entraînement pour habituer les sujets aux consignes. La présentation des listes a été randomisée.

La durée d'une session était de 45 minutes environ. Chaque sujet a donc été confronté à l'ensemble des situations possibles (codage, encrassement, RSB).

2.3 Etude des microphones

Le but de ce travail était d'étudier la résistivité au bruit des stratégies de codage. Ceci peut dépendre de l'état du microphone.

a) Micros testés

Le fabriquant Knowles Electronics (Itaska, Illinois) est le leader sur le marché des transducteurs et il équipe aussi bien les aides auditives conventionnelles que les implants cochléaires. Ces microphones sont, a priori, omnidirectionnels.

L'étude de l'encrassement des microphones a été réalisée sur des aides conventionnelles, chez des patients venant pour un contrôle périodique. Deux mesures ont été réalisées. La première est intervenue après un nettoyage minutieux de la partie « écouteur + embout » ; ceci correspond à la situation « écouteur propre et microphone sale ». La seconde mesure a été réalisée après le nettoyage du microphone de l'aide auditive. La soustraction indique la perte qui correspond à l'encrassement du microphone.

Pour cette étude, on a mesuré la fonction de transfert de l'aide auditive soumise à un balayage tonal de 200 Hz à 8 000 Hz, à 60 dB. On a travaillé sur plusieurs aides auditives, indépendamment de la marque (Oticon, Phonak, Siemens, Starkey). La fréquence des rendez-vous de contrôle était de 3 à 4 par an.

b) Courbes d'encrassement

Le nettoyage du microphone permet, pour chaque fréquence, d'évaluer l'apport du nettoyage, en décibels, sur le spectre de sortie.

Nous avons considéré quatre cas pour l'encrassement :

- cas 1 : pas d'encrassement,
- cas 2 : encrassement moyen ; ceci correspond à l'encrassement de 50% des microphones (la médiane),
- cas 3 : encrassement fort ; il correspond aux 20% les plus encrassés (percentile 80%),
- cas 4 : encrassement très fort ; il correspond aux 10% les plus encrassés (percentile 90%).

Les conditions 2, 3, et 4 ont été obtenues expérimentalement. Dans notre travail de simulation, nous retrancherons, pour chaque fréquence, les valeurs déterminées ci-dessus. Rien ne sera retranché dans la situation « pas d'encrassement ».

2.4 Population d'étude

L'étude réalisée ci-dessous a été agréée par le Comité de Protection des Personnes Sud-Est 2 (décision du 27 août 2014) sous le pilotage des HCL (Hospices Civils de Lyon).
Conformément aux directives du CPP, tous les sujets ont donné leur accord écrit et rempli les fichiers du CPP. Un seul opérateur (audioprothésiste D.E.) a effectué les recueils de données.
Vingt sujets normo-entendants ont participé à ce travail. Ils étaient âgés de 18 à 33 ans (moyenne 25 ans).
En premier lieu un examen otologique a été réalisé pour éliminer les antécédents ou les troubles ORL incompatibles avec le test.
Ensuite, les seuils auditifs ont été vérifiés avant l'étude, et ils étaient inférieurs à 20 dB pour toutes les fréquences comprises entre 250 et 8 000 Hz. Selon le BIAP (Bureau International d'Audiophonologie) ces sujets sont considérés comme normo-entendants.

2.5 Exploitation mathématique des données

a) Comparaison des pourcentages

Pour chaque RSB et pour chaque sujet, on a mesuré l'écart de reconnaissance selon :
- les codages CIS et N-of-M,
- les encrassements des microphones.

Les comparaisons ont été effectuées par des tests de Wilcoxon en séries appariées. Les seuils de significativité ont été fixés à 5%.

b) Ajustement des valeurs sur une sigmoïde

Les courbes indiquant l'évolution du pourcentage de reconnaissance en fonction du RSB peuvent être représentées par des sigmoïdes (figure 2). En audiologie les RSB à 50% du maximum ($x_{50\%}$), et la valeur $\Delta_{75\text{-}25\%}$ du RSB (exprimée en dB) qui permet de passer de 25% à 75% du maximum de reconnaissance, ont leur importance ; on peut les déterminer en s'appuyant sur les valeurs des paramètres de la sigmoïde. L'ordonnée de l'asymptote horizontale haute indique le maximum de reconnaissance.

$x_{50\%}$ est un bon indicateur de la compréhension vocale, tandis que $\Delta_{75\text{-}25\%}$ renseigne sur la rapidité de l'acquisition de l'intelligibilité (plus $\Delta_{75\text{-}25\%}$ est petit, plus la pente est grande). Dans la mesure où la reconnaissance est nulle pour la valeur -3 dB du RSB, l'équation de la courbe sigmoïde peut s'écrire :

$$y = \frac{a}{1 + e^{-b(x-c)}}$$

Où y est le pourcentage de reconnaissance et x le RSB.
Les paramètres a, b et c, sont données par le logiciel d'ajustement XLSTAT. On en déduit (à partir de l'étude de la courbe) que :

$y_{max} = a$ $\quad x_{50\%} = c$ $\quad \Delta_{75\text{-}25\%} = 2.2/b$

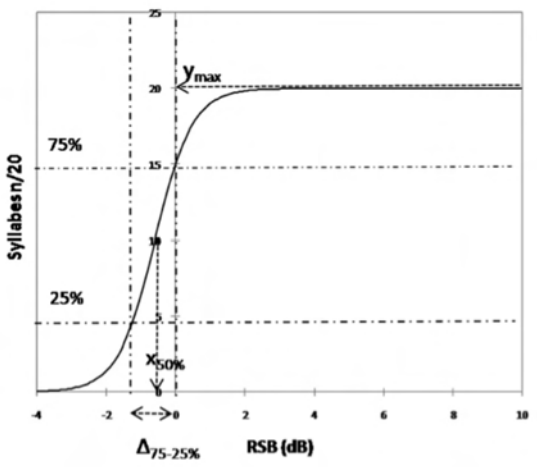


Figure 2. Représentation du pourcentage de reconnaissance en fonction du RSB par une sigmoïde.

3 Résultats et discussion

3.1 Encrassement des microphones

L'étude sur l'encrassement des microphones a porté sur 129 microphones. La gamme de 250 Hz à 8 kHz a été explorée avec une résolution du tiers d'octave [15].

On représente sur la figure 3 les trois types d'encrassement obtenus correspondant aux percentiles 50%, 80% et 90%. En pratique, ces courbes ont été modélisées en introduisant une atténuation linéaire

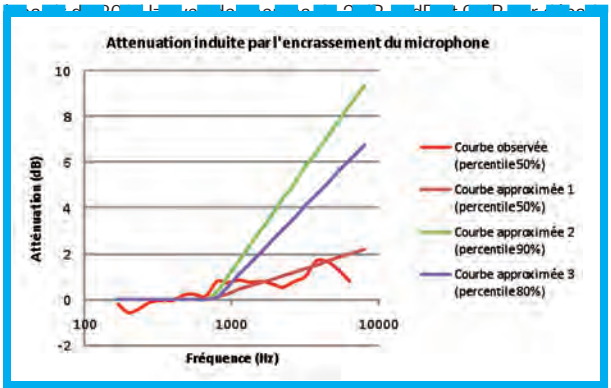


Figure 3. Encrassement correspondant aux microphones

3.2 Reconnaissance des syllabes

Les pourcentages de reconnaissance qui ont été obtenus sont représentés sur la figure 4. On compare les situations CIS et N-of-M en fonction de l'encrassement du microphone ; quatre cas sont à distinguer. Les comparaisons appariées des moyennes ont été réalisées à partir des résultats obtenus sur les 20 sujets (on disposait donc de 20 valeurs appariées pour chaque RSB, pour chaque stratégie et pour chaque encrassement).

a) Micro propre

Les résultats sont indiqués sur la figure 4a (dans ce cas, la courbe d'entrée du microphone n'a pas été modifiée). On remarque que pour les positions extrêmes (-3 dB et 9 dB) les pourcentages de reconnaissance ne sont pas significativement différents entre CIS et N-of-M. La différence est plus visible pour les RSB : 0 dB, 3 dB et 6 dB.

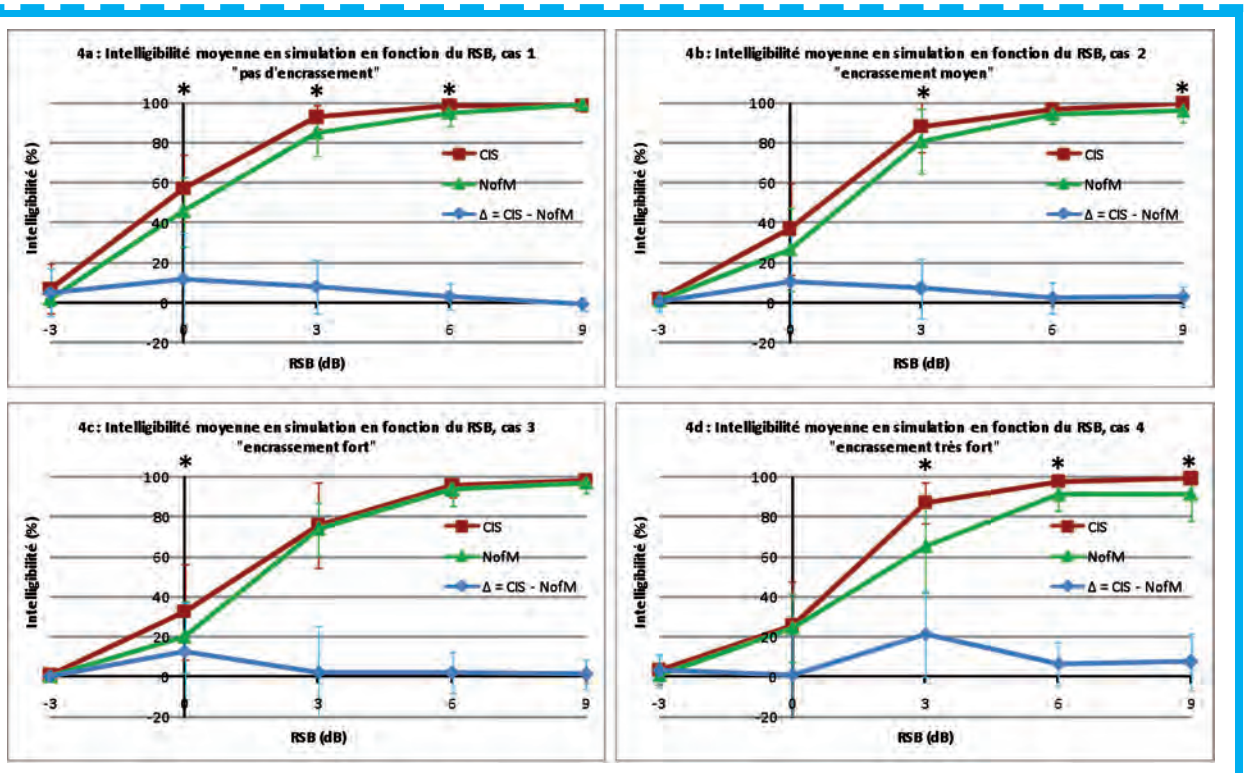


Figure 4. Reconnaissance des syllabes en fonction de l'encrassement et du rapport signal sur bruit. Les différences significatives sont indiquées par un astérisque. On représente aussi les écarts types pour les courbes CIS, N of M et leur différence Δ.

b) Micro moyennement encrassé (Percentile 50%)

On a vu que cette situation correspond à la médiane des encrassements. La différence est significative pour des RSB de 3 dB et 9 dB. Pour 9 dB l'écart est faible, mais la variabilité des mesures est aussi faible, ce qui a entraîné la significativité (figure 4b).

c) Micro fortement encrassé (percentile 80%)

Nous avons affaire ici à des micros très encrassés. Une seule différence significative entre CIS et N-of-M a été observée à 0 dB (figure 4c).

d) Micro très fortement encrassé (percentile 90%)

On est maintenant dans la situation la plus encrassée. Les différences significatives apparaissent pour des rapports signal sur bruit élevés (figure 4d). Dans ce cas, le spectre partiel du N-of-M est pénalisé. De même, la valeur 100% de y_{max} n'a pas été atteinte dans le cas N-of-M. Lorsqu'on a affaire à des micros très encrassés, on peut s'interroger sur l'influence de la stratégie de codage. Les différences significatives qui sont retrouvées sont à préciser et à explorer. Les écarts peuvent être dus à l'influence de l'atténuation liée à la couche obstruant le micro ou encore au traitement spectral effectué par les stratégies CIS et N-of-M.

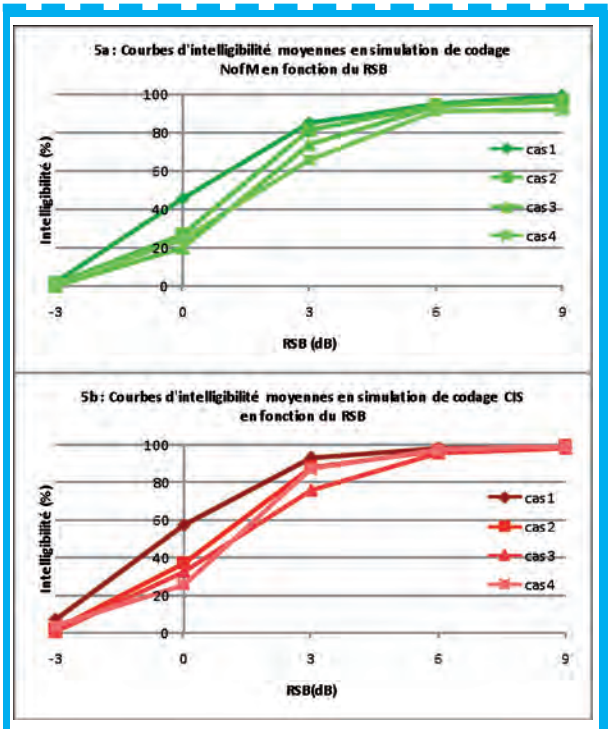


Figure 5. Effet de l'encrassement des microphones sur la reconnaissance des syllabes en fonction de la stratégie de codage.

e) Influence de l'encrassement des microphones

La figure 5 indique l'influence de l'encrassement en fonction de la stratégie de codage. On voit que les courbes CIS « décrochent » plus tardivement du 100% que N-of-M lorsque le RSB diminue. L'influence de l'encrassement est différente selon la stratégie.
Dans tous les cas on remarque, sans surprise, que plus l'encrassement est important plus faible est la reconnaissance.
Les différences de reconnaissance sont surtout visibles pour les valeurs 0 et 3 dB et elles correspondent à trois à quatre syllabes par liste de Fournier (15 à 20%).

3.3 Caractéristiques audiologiques

Les résultats obtenus à partir des sigmoïdes, dans les quatre situations d'encrassement, sont représentés sur le tableau 1 qui indique les paramètres audiologiques en fonction de l'état du microphone ; $x_{50\%}$ représente l'intelligibilité (RSB correspondant à 50% de reconnaissance) et $\Delta_{75\text{-}25\%}$ indique la sensibilité à la variation du RSB. Le lissage par des sigmoïdes recoupe les résultats indiqués §3.2 en apportant une approche plus complète.

a) Pas d'encrassement

Les valeurs du RSB obtenues pour la compréhension vocale moyenne (50% de reconnaissance, soit $x_{50\%}$) sont significativement différentes ; par contre les pentes d'intelligibilité ($\Delta_{75\text{-}25\%}$) ne peuvent pas être distinguées (colonnes 1a).

b) Encrassement médian

Les colonnes 1b (cas 2) confirment que la compréhension moyenne ($x_{50\%}$) est en faveur de la stratégie CIS ; les pentes ne peuvent être distinguées.

c) Encrassement fort

Dans cette situation (cas 3 ; 1c) les valeurs $x_{50\%}$ et $\Delta_{75\text{-}25\%}$ ne sont pas significativement différentes.

d) Encrassement très fort

La partie 1d du tableau 1 montre que les stratégies CIS et N-of-M conduisent à des seuils de compréhension différents et que CIS monte plus vite que N-of-M avec le RSB. Dans ce cas, les valeurs de « a » (y_{max}) sont aussi différentes (figure 4d). L'utilisation d'un spectre incomplet dans ces conditions d'encrassement semble très pénalisante.

3.4 Interprétation des résultats

Si on observe les différences de reconnaissance obtenues entre les stratégies CIS et N of M, on remarque que les pourcentages obtenus avec CIS sont pratiquement toujours supérieurs à ceux observés avec N-of-M. Dans le cas du micro propre N-of-M a conduit à des

	Cas 1 (1a)		Cas 2 (1b)		Cas 3 (1c)		Cas 4 (1d)	
	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	x50%	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	x50%	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	x50%	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	x50%
NofM	2,54	0,39	2,04	1,31	3,09	1,73	3,09	2,03
CIS	2,19	-0,28	1,87	0,66	2,22	1,38	1,70	0,93
$\Delta = _{CIS - NofM}$	-0,35	-0,67	-0,17	-0,65	-0,87	-0,35	-1,39	-1,11
p (Wilcoxon)	0,287	0,038	0,837	0,042	0,076	0,151	0,004	0,002

Tableau 1. Pentes et valeurs médianes en fonction de l'encrassement du microphone et des stratégies de codage.

résultats supérieurs à CIS pour le RSB à 9dB, mais ceci n'était pas significatif. On peut donc penser que la stratégie CIS est dans l'ensemble plus robuste que la stratégie N-of-M dans les conditions que nous avons testées (N = 8 ; M = 20). La question du choix de N reste ouverte [14].

Si on envisage les RSB extrêmes (les asymptotes) les pourcentages de reconnaissance sont équivalents ; ils sont proches de zéro pour un RSB de -3 dB et proches de 100% pour 9 dB, quelle que soit la stratégie sauf lorsque le micro est très encrassé. On peut donc penser que la richesse de l'information transmise par CIS est un avantage, surtout lorsque les conditions de bruit sont défavorables. Ceci méritera d'être plus approfondi.

Dans la gamme des valeurs moyennes du RSB (0 à 6 dB), la stratégie CIS conduit aussi à de meilleurs résultats ; cette différence représente 1 à 2 syllabes sur 20. Pour un fort encrassement cette différence est plus élevée en milieu de gamme (4 syllabes).

Dans le cas des micros propres ou peu encrassés, ce qui correspond à des nettoyages trimestriels, la différence reste constante (10%) en faveur de CIS.

Lorsqu'on a affaire à des encrassements élevés, les résultats sont plus irréguliers. Sans surprise, l'amélioration du RSB conduit, dans tous les cas, à de meilleurs résultats.

Les résultats que nous proposons concernent des sujets normo-entendants et un test direct avec les sujets malentendants mérite d'être réalisé [4]. Par contre, avec les sujets implantés on ne pourra pas évaluer plusieurs stratégies chez un même sujet et on ne peut pas évaluer simplement le niveau d'encrassement des micros sur les processeurs des implants cochléaires.

L'évaluation de l'influence du délai entre deux réglages, chez l'implanté, mérite aussi d'être revue. Il est souhaitable que des informations fiables soient transmises aux constructeurs. On notera que cette approche nécessite une collaboration entre les médecins, les audiologistes, les scientifiques et les industriels.

4 Conclusion

Dans cette étude nous avons étudié, en simulation, la résistivité des codages CIS et N-of-M (N = 8 ; M = 20) de l'implant cochléaire sur la reconnaissance des syllabes en milieu bruité. Les conditions expérimentales ont été proposées à des sujets normo-entendants ce qui a permis de maîtriser l'influence de l'encrassement du microphone et de comparer chez les mêmes sujets les effets des codages CIS et N-of-M. Le matériel acoustique retenu, les listes de Fournier, s'est avéré bien adapté à ce type d'étude.

Les résultats ont montré que :

- le codage CIS semble plus robuste, globalement, que le codageN-of-M, notamment pour les valeurs médianes du rapport signal sur bruit (0 et 3 dB), y compris lorsque le micro n'est pas encrassé ; la différence est de l'ordre de 10% (2 syllabes par liste)
- pour les valeurs extrêmes du RSB, les valeurs obtenues sont équivalentes quelle que soit la stratégie de codage, proches de zéro pour des RSB faibles (-3 dB) et proches de 100% pour les RSB de 9 dB, à l'exception de la situation « micro très encrassé » (10% des cas).

Une vérification directe chez le sujet implanté a été effectuée dans le cadre d'un travail « compagnon ». Il semble maintenant nécessaire de préciser ces conditions extrêmes et aussi d'évaluer l'effet du nombre de canaux ouverts pour le codage N-of-M ; l'écart est de l'ordre d'une à deux syllabes par liste. Ces résultats ont été confirmés par une étude après lissage des courbes. L'encrassement des micros introduit une atténuation de 1 à 2 dB du RSB.

Remerciements

Les auteurs remercient les personnes et les structures qui leur ont permis de réaliser cette étude : les témoins qui ont participé à cette étude, M. Kevin Perreaut pour son travail effectué en amont et pour l'aide scientifique qu'il nous a apportés, Mme Evelyne Veuillet pour le rôle qu'elle a joué dans les relations avec le CPP et les HCL, M. Fabien Seldran pour ses conseils avisés, les membres du CRIC Lyon qui ont adapté leur emploi du temps pour inclure cette étude dans les visites de réglage, les HCL promoteurs de cette recherche et Polytech' Lyon qui a accepté que ce travail soit le mémoire du cycle ingénieur de P.A. Cucis.

Bibliographie

1. T.Balkany, A.Hodges, C.Buchman, W.Luxford, C.Pillsbury, P.Roland, J.Shallop, D.Backous, D.Frantz, J. Graham, B.Hirsh, M.Luntz, J.Niparko, J.Patrick, S.Payne, F.Telichi, E.Tobey, E.Truy, S.Staller « Cochlear implant soft failure consensus development conference statement », Otol. Neurotol, 26(4), 815-8, 2005.
2. R.Batmer, G.O'Donoghue, T.Lenartz « A multicenter study of device failure in European cochlear implant centers », Ear Hear, 28 (2 suppl), 95S-99S, 2007.
3. P.A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, H. Thai Van, F. Millioz, S. Gallego « Influence de la stratégie de codage de l'implant cochléaire sur la reconnaissance de syllabes en milieu bruité » soumis au congrès Handicap 2016, IFRATH, Paris, 2016.
4. P.A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, H. Thai Van, F. Seldran, S. Gallego « Apport du nettoyage du microphone sur la reconnaissance de syllabes par des sujets implantés cochléaires selon les stratégies de codage CIS et N of M» Papier compagnon soumis aux Cahiers de l'Audition.
5. G.Clark "Cochlear implants: fundamental and applications" Springer Verlag, 2003
6. M.Dorman, P.Loizou, J.Fitzke, Z.Tu "The recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulation of cochlear implant signal processors with 6-20 channels. J Acoust Soc Am, 104 (6): 3583-5, 1998.
7. M.Dorman, P.Loizou, A.Spahr, E.Maloff "A Comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants. J Speech Lang Hear Res, 45(4), 783-8, 2002.
8. T.Green, A.Faulkner, S.Rosen "Spectral and temporal cues to pitch in noise-excited vocoder simulation of continuous-interleaved sampling cochlear implants" J. Acoust. Soc. Am., 112, 2155-64, 2002.
9. S.Kerber, B.U.Seeber, B.U. Sound localization in noise by normal-hearing listeners and cochlear implant users. Ear Hear 33(4), 445-57, 2012.
10. Q.Nam Tran, H.Arabnia "Emerging trends in computational Biology, Bioinformatics and System Biology", Moran Kauffmann publishers, Elsevier, 2015.
11. K.Perreaut, S.Gallego, C.Berger-Vachon, F.Millioz "Influence de l'encrassement du microphone sur les performances de l'implant cochléaire. Etude préliminaire en simulation des codages CIS et N of M, Congrès Handicap 2014 de l'Ifrath, Paris, 11 – 13 juin, 169-173, 2014.
12. S.Razza, S.Burdo, S.Bonaretti "Acoustical signal check: microphone integrity evaluation through a common hearing aid analyzer", 5th Objective Measures Symposium in Cochlear Implants and ABI; Varese, Italy, May 19-22, 2007.
13. S.Razza, S.Burdo "An underestimated issue: unsuspected decrease of sound processor microphone sensitivity, technical and clinical evaluation" Cochlear Implants Int, 12(2), 114-23, 2011
14. F.Seldran, S.Gallego, H.Thai-Van, C.Berger-Vachon "Influence of coding strategies in electric-acoustic hearing: a simulation dedicated to EAS cochlear implant in the presence of noise", Applied Acoustics, 76, 300-30, 2014.
15. P.O. Serra "Effet de l'entretien des aides auditives dans leur performances », mémoire d'audioprothèse, Université de Montpellier », 2015.
16. B.Wilson, C.Finley, J.Farmer, D.Lawson, B.Weber, R.Wolford, P.Kenan, M.White, M.Mezernich, R.Schindler "Comparative studies of speech Processing Strategies for Cochlear implants", Laryngoscope, 98, 1069-77, 1988.

Muse BTE 13

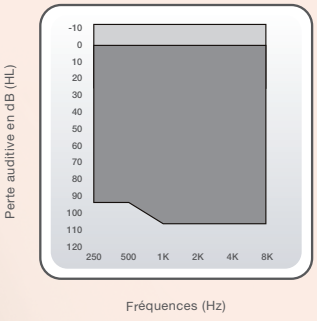
Le **dernier-né** de la famille Muse

Muse™

NOUVEAU
Disponible le 11 octobre

Muse,™ la toute nouvelle famille de solutions auditives de Starkey, s'enrichit d'un contour pile 13 qui bénéficie d'un design discret et élancé dans la ligne directe des RIC et BTE 312.

Ce nouveau contour, comme le reste de la gamme, offre à l'utilisateur une précision sans égale en matière d'audibilité tout en optimisant la qualité sonore, pour un plaisir d'écoute extrême.



- Technologie sans-fil 900sync
- Bouton-poussoir «Rocker switch»
- Bobine téléphonique
- Compatibilité avec le système CROS et les accessoires sans-fil SurfLink
- Matrix 130/70
- Nouveau cache-micro amovible

Pour en savoir plus rendez-vous sur www.starkeyfrancepro.com, www.starkey.fr ou renseignez-vous dès maintenant auprès de votre Responsable Régional.

www.starkey.fr
www.starkeyfrancepro.com

Starkey

Métier et Technique

Apport du nettoyage du microphone sur la reconnaissance de syllabes par des sujets implantés cochléaires utilisant les stratégies de codage CIS et N of M

P.A. Cucis[1], C. Berger-Vachon[1,2,5], E. Truy[1,2,6], H. Thai Van[1,2,6], F. Seldran[1,3], S. Gallego[1,4]

1. Université Claude-Bernard Lyon1, 4 3 bvd du 11 Novembre, 69 622 Villeurbanne-Cedex
2. Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon, (CRNL), INSERM U1028, 95 bvd Pinel, 69 675 Bron-Cedex
3. Vibrant Medel France, 400 Avenue Roumanille, Bât. C6, CS 70 052, 06 072, Sophia Antipolis-Cedex
4. Centre Audition-Conseil, 34 avenue Lacassagne, 69 003 Lyon
5. IFSTTAR, 25 Avenue François Mitterrand, 69 500 Bron
6. CRIC, pavillon ORL, Hôpital Edouard-Herriot, 69437 Lyon-Cedex 03

E-mail : cucis.pa@gmail.com

Résumé

Elément sensible de l'appareillage auditif, le microphone mérite qu'on s'intéresse à lui, notamment à cause de son vieillissement et de son encrassement. Ceci concerne, entre autres, l'implant cochléaire et on a étudié, dans ce travail, l'effet du nettoiement qui intervient lors des séances de réglage régulièrement programmées par les services spécialisés.

Cinquante-neuf sujets implantés ont participé à cette étude. Les listes dissyllabiques de Fournier, mélangées à un bruit de cocktail party, ont été présentées aux implantés. Le rapport signal sur bruit a varié de -3 dB à 18 dB par pas de 3 dB. La reconnaissance des syllabes a été effectuée à l'arrivée du sujet, puis après le nettoyage du microphone. L'influence de la stratégie de codage a aussi été considérée. Le nettoyage des filtres a été réalisé de deux façons différentes, par un brossage associé à un souffle d'air sec d'une part et en changeant le filtre protecteur du microphone d'autre part. Un ajustement par une courbe sigmoïde des performances de reconnaissance a aussi été réalisé.

Les résultats indiquent que la stratégie CIS est plus robuste que N-of-M, lorsque le rapport signal sur bruit diminue, notamment lorsque le micro est nettoyé.

L'amélioration apportée par le nettoyage du micro est perceptible, autant après brossage qu'après changement du filtre protecteur du micro. En ce qui concerne cette amélioration on peut évaluer sa valeur à 5%, soit une syllabe par liste de Fournier.

Ce travail ouvre la voie vers d'autres études, notamment sur le rôle de N dans le codage N-of-M et pour discuter l'intervalle entre deux nettoyages.

Mots clés : Implant Cochléaire, Nettoyage du Microphone, Stratégies de codage CIS et N-of-M, Patients implantés, Encrassement des Microphones, Rapport Signal sur Bruit.

1 Introduction

Le vieillissement des implants cochléaires est important à caractériser car il est susceptible d'affecter le fonctionnement et l'efficacité de la restitution auditive apportée par cette machine [1, 2].

On sait que l'implant cochléaire n'est plus une technique confidentielle et il s'en pose près de 30 000 par an dans le monde, dont environ 1000 en France. Très attractive, cette technologie donne lieu à de nombreux travaux qui concernent autant l'aspect médical que l'aspect scientifique, puisque le traitement du signal effectué par le microprocesseur de l'implant s'applique à l'humain et des ouvrages envisagent régulièrement cet aspect [5, 10].

Néanmoins, malgré cette multitude de travaux et les réunions de consensus, le choix d'une stratégie de codage reste encore une question ouverte [15] et ses relations avec le vieillissement méritent d'être abordées. Une question revient de façon récurrente : que doit-on faire en milieu bruité [8], notamment devant la perte de sensibilité du microphone [12, 13] très souvent liée à son encrassement ?

En pratique, le nettoyage des aides auditives est une étape classique lorsque les sujets appareillés viennent au laboratoire de l'audioprothésiste. Doit-on préconiser un nettoyage lors des rendez-vous de réglage de l'implant cochléaires ?

De plus, selon les constructeurs d'implants, la procédure de nettoyage n'est pas la même. Elle va du simple « brossage + jet d'air » au changement systématique du filtre qui protège le microphone.

Pour obtenir des résultats fiables, il faut travailler avec une cohorte d'individus suffisamment importante, pour pouvoir traiter de façon statistique les données qui sont recueillies. Ceci implique la soumission du projet à l'avis d'un CPP (Comité de Protection des Personnes).

En ce qui concerne les stratégies, nous avons travaillé avec les codages CIS (Continuous Interleaved Sampling) et N-of-M (M canaux sont définis et seulement les N les plus énergétiques sont distribués sur la cochlée). Les appareils ont été considérés avant et après nettoyage du microphone ; les tests ont été effectués dans le bruit pour quantifier la résistance des stratégies.

On sait que la stratégie N-of-M a pour but de sélectionner seulement certains canaux porteurs d'énergie et pour limiter l'effet de l'interaction entre les électrodes mais elle peut être sensible au bruit. De son côté, la stratégie CIS vise à tout transmettre à la cochlée « qui fera elle-même le tri ».

En pratique, le choix de l'implant cochléaire, et donc de la stratégie, est effectué en fonction du patient et on peut se demander si ce choix influence les résultats. Les valeurs obtenues avec les sujets implantés devront tenir compte de cette composante.

D'un autre côté, une étude en simulation est beaucoup plus précise et elle ouvre un champ d'investigations beaucoup plus vaste, puisque le même sujet peut être confronté à un ensemble de situations très différentes (stratégie de codage, niveau d'encrassement du microphone...) et chaque sujet est son propre témoin. Par contre l'extrapolation des résultats reste toujours sujette à caution, même si des études montrent que cette extrapolation est justifiée [6, 7, 9]. Ceci fait l'objet d'un autre travail [4] car la comparaison entre la simulation et les mesures directes avec les implantés sont complémentaires [3] est nécessaire.

Dans cette étude, nous travaillerons avec des sujets porteurs d'un implant cochléaire et on évaluera l'incidence du nettoyage du microphone du processeur de l'implant sur les performances en utilisant les listes dissyllabiques de Jean-Etienne Fournier.

L'article est construit de la façon suivante : après l'introduction on présente les méthodes utilisées, notamment l'aspect acoustique, la population et les techniques mathématiques d'exploitation des données dans la seconde partie. Les résultats sont indiqués et discutés dans la troisième partie, avec les pourcentages de reconnaissance avant et après nettoyage, les caractéristiques analogiques et l'influence de la stratégie. Enfin, la conclusion souligne les principaux points mis en évidence.

2 Matériel & Méthodes

2.1 Procédure de test

Le matériel acoustique que nous avons utilisé est composé des listes dissyllabiques de Fournier mélangées avec un bruit de cocktail-party.

a) Listes de Fournier

Compte tenu des possibilités acoustiques des sujets, nous avons choisi les listes de Fournier qui sont des mots dissyllabiques pouvant être reconnus dans cet environnement. Elles sont prononcées par une voix masculine et constituent le signal vocal. Elles se rapprochent des « spondee lists » utilisées en langue anglaise.

Chaque liste est constituée de 10 mots (par exemple : « le bouchon ») et on dispose au total de 40 listes. L'unité de reconnaissance que nous avons retenue est la syllabe, ce qui conduit à une précision de 5% par liste.

b) Bruit

On a utilisé un bruit de type "cocktail-party" constitué par les voix de 8 locuteurs francophones, 4 hommes et 4 femmes.

c) Signal d'entrée

Le signal acoustique proposé aux sujets implantés a été un mélange de bruit et de signal vocal. Ce mélange a été effectué par un audiomètre Madsen Orbiter 922 permettant de bien ajuster les rapports signal sur bruit (RSB).

Le signal a été proposé aux implantés en champ libre dans une chambre sourde. Une seule oreille a été concernée. Lorsque le sujet portait deux implants, le meilleur côté a été retenu.

Les listes ont été présentées à 60 dB et les niveaux de bruit se sont échelonnés de 42 dB à 63 dB, ce qui entraînait des niveaux sonores de moins de 65 dB. Ceci est nettement inférieur au seuil réglementaire défini pour les expositions aux bruits professionnels (80 dB), ce qui était une des conditions du CPP.

Les rapports signal sur bruit (RSB) ont été : -3 dB, 0 dB, 3 dB, 6 dB, 9 dB, 12 dB, 15 dB, 18 dB.

En pratique, l'intensité soumise à l'implanté était limitée par la technologie de l'implant cochléaire ce qui introduisait une protection supplémentaire.

d) Situations étudiées

Nous avons recueilli le taux d'intelligibilité des patients dans deux situations, avant et après nettoyage du microphone de l'implant. Ces recueils ont été effectués dans le cadre des visites régulières des implantés cochléaires, et il s'est effectué à l'arrivée du patient en lien avec l'équipe du CRIC (Centre de Réglage des Implants Cochléaires) de l'hôpital Edouard-Herriot de Lyon. En pratique, le suivi classique des sujets implantés comporte un examen orthophonique, un réglage d'implant et un contrôle clinique.

L'ensemble des recueils sur une session a suivi la séquence suivante :

- examen administratif des dossiers des patients,
- petite séance d'entraînement pour habituer les sujets aux consignes,
- passage de 8 listes de Fournier en difficulté croissante (RSB descendants, de 18 dB à -3 dB), ce qui correspond à la situation « micro encrassé »,
- nettoyage du microphone,
- passage des 8 listes de Fournier, toujours en difficulté croissante, correspondant à la situation « micro propre ».

Dans la mesure où la reconnaissance est nulle pour un RSB de -3 dB, nous avons terminé par ce cas pour ne pas décourager les patients. L'ensemble de ces étapes (la session) dure environ 30 minutes. Au total on utilise 16 listes de Fournier, ce qui permet de travailler sans répétition.

2.2 Participants

L'étude réalisée ci-dessous a été agréée par le Comité d'Ethique Sud-Est 2 (décision du 27 août 2014) sous le pilotage des HCL (Hospices Civils de Lyon), après un travail préliminaire [11].

Conformément aux directives du CPP, tous les sujets ont donné leur accord écrit. Un seul opérateur (audioprothésiste D.E.) a effectué les recueils de données.

Au total 59 sujets porteurs d'un implant cochléaire ont participé à ce travail. Leur âge a été compris entre 18 et 60 ans (moyenne 37 ans).

Dix-neuf sujets utilisaient la stratégie CIS (13 Medel et 6 Advanced Bionics) et 40 utilisaient la stratégie N-of-M (27 Cochlear et 13 Neurelec).

Les caractéristiques des implants étaient : Medel (M#12), Advanced Bionics (M#16), Neurelec (N#8, M#20) et Cochlear (N#8 ; M#22). Les implantés ont été répartis en quatre sous-populations (SP) :

- SP1 : les sujets Medel et Advanced Bionics (19 sujets) pour lesquels le nettoyage comportait une séquence « Brossage-soufflage » dans le cadre d'un codage CIS,
- SP2 : les sujets Neurelec (13 sujets), pour lesquels le nettoyage comportait la séquence « Brossage-soufflage » dans le cadre d'un codage N-of-M,
- SP3 : les sujets « Cochlear brossage-soufflage » (13 sujets) dans le cadre d'un codage N-of-M,
- SP4 : les sujets « Cochlear-filtre » (14 sujets) pour lesquels le nettoyage comportait le changement du filtre protégeant le micro d'entrée, dans le cadre d'un codage N-of-M.

Deux études ont été réalisées pour évaluer l'action du nettoyage du microphone.

La première étude « nettoyage avant-après » a concerné deux populations A (SP1) et B (SP2 + SP3), pour comparer les situations avant et après brossage selon les stratégies CIS et N-of-M. La seconde étude a évalué le type de nettoyage, brossage contre changement du filtre, entre les populations C (SP3) et D (SP4) pour le codage « N of M » proposé par les implants Nucleus de la société Cochlear.

2.3 Exploitation mathématique des données

a) Comparaison des pourcentages

Nous avons été amenés à comparer des séries de valeurs entre deux populations A et B indépendantes ce qui a été réalisé à l'aide de tests non paramétriques, Wilcoxon ou Mann et Whitney (qui sont équivalents). Le seuil de significativité a été pris à 5%. Il y a eu une comparaison pour chaque valeur du RSB.

Les comparaisons statistiques qui ont été effectuées ont donc concerné les moyennes des populations suivantes :

- populations A et B, correspondant aux pourcentages de reconnaissance obtenus avant et après nettoyage (brossage) des microphones pour les stratégies CIS et N-of-M,
- populations C et D, correspondant à l'implant Cochlear, et à la technique de nettoyage du microphone (brossage ou changement du filtre),
- reconnaissances obtenues avec les méthodes de codage (CIS ou « N of M »), avant et après nettoyage par brossage des microphones.

b) Ajustement des valeurs à l'aide d'une sigmoïde

Les courbes indiquant l'évolution du pourcentage de reconnaissance en fonction du RSB ont été représentées par des sigmoïdes comme décrit dans l'article précédent.

On rappelle l'équation utilisée :

$$y=a1+e-bx-c$$

- ou a est la valeur maximum y_{max} du pourcentage de reconnaissance (asymptote haute),
- b est lié à la pente de la courbe et $\Delta_{75\text{-}25\%}$ est l'écart entre les RSB correspondant à 25% et à 75% d'intelligibilité. On en déduit : b = 2.2 / $\Delta_{75\text{-}25\%}$; plus $\Delta_{75\text{-}25\%}$ est faible, plus la pente est forte et plus la zone transitionnelle est réduite,
- c représente la valeur du RSB qui est associée à un pourcentage égal à a / 2, soit $x_{50\%}$.

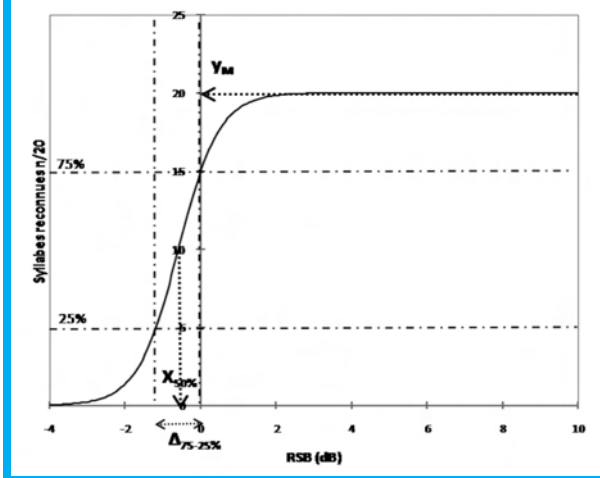


Figure 1. Représentation du pourcentage de reconnaissance par une sigmoïde.

3 Résultats et discussion

3.1 Effet du nettoyage (brossage) des microphones

L'effet du nettoyage des microphones a été représenté pour les deux stratégies de codage. Les résultats sont indiqués sur la figure 2.

On remarque, sans surprise, que les pourcentages obtenus après nettoyage sont meilleurs (à une valeur près, non significative) que ceux obtenus avant.

En ce qui concerne la stratégie CIS (19 sujets) aucune différence n'a été significative.

Pour N-of-M (26 patients) les valeurs obtenues après nettoyage (sauf une) sont meilleures, et deux différences significatives ont été relevées pour des RSB de 3 dB et 18 dB.

Ces résultats indiquent que l'amélioration liée au nettoiement n'est pas très forte. Elle est de l'ordre de 5%, ce qui correspond à une syllabe par liste de Fournier.

Pour la stratégie CIS, l'amélioration est visible pour les valeurs 0, 3, 6 et 9 dB. Pour N of M l'écart est observé pour 3 dB et pour les valeurs hautes du RSB (12, 15 et 18 dB). Ces constatations sont à la limite de la significativité.

3.2 Influence de la stratégie de nettoyage

La firme Cochlear-France nous a permis d'étudier cet effet. Est-ce qu'un changement du filtre de protection du microphone est préférable à son brossage ?

Les résultats sont présentés sur la figure 3.

Dans le cas du brossage (13 cas), on retrouve les tendances vues sur la figure 2a, ce qui est logique ; les pourcentages obtenus après nettoyage sont améliorés, mais aucune différence n'est significative.

Dans le cas du changement de filtre (14 sujets) les pourcentages de reconnaissance sont davantage améliorés et deux valeurs passent le seuil de significativité pour les RSB 0 et 12 dB. Globalement, on voit que le changement de filtre conduit à des améliorations supérieures ; la différence se situe entre 5 et 10%, soit une à deux syllabes par liste de Fournier. La figure 4 illustre cet effet.

Les améliorations apportées par le nettoyage, quoique constantes, sont à la limite de la significativité. On peut évoquer deux hypothèses, soit les micros sont peu encrassés, soit le nettoyage est inefficace. Dans la mesure où le nettoyage a été effectué par un audioprothésiste D.E. qui a suivi les protocoles utilisés dans les laboratoires, il est difficile d'incriminer le nettoyage.

Le changement du filtre de protection du microphone, dans le cas de l'implant Nucleus, a conduit à des performances en moyenne supérieures (figure 4), mais on n'a pas atteint les seuils de significativité, malgré le nombre d'individus testés (27 dans ce cas). De plus, on note que pour les valeurs -3 dB et +3 dB le brossage a été plus efficace que le changement. Cette question mérite d'être revue, surtout pour la valeur 3 dB du RSB.

3.3 Caractéristiques audiologiques

Les résultats obtenus à partir des sigmoïdes, qui renseignent sur les seuils à 50% de RSB ($x_{50\%}$), sur la rapidité de la saturation ($\Delta_{75\text{-}25\%}$) et sur le maximum obtenu (y_{max}) sont présentés sur les tableaux 1 et 2 Quatre cas sont à considérer.

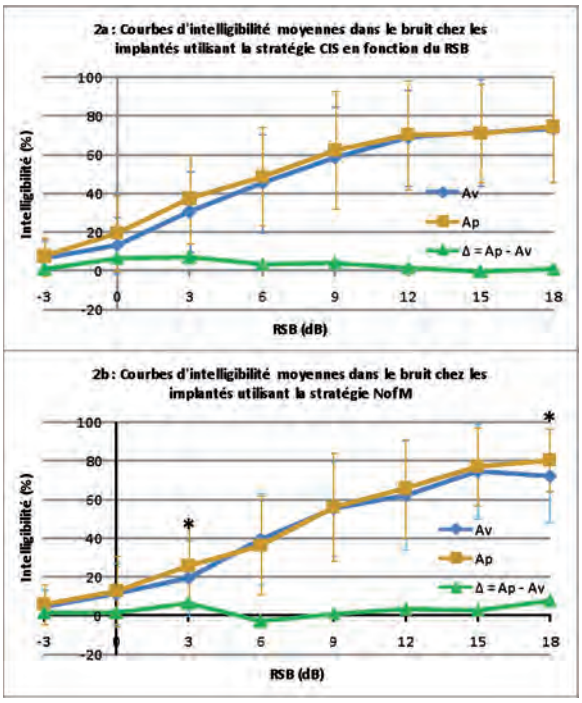


Figure 2. Pourcentages de reconnaissance, avant et après nettoyage, relativement à la stratégie de codage ; ils sont exprimés en fonction du rapport signal sur bruit. On indique aussi la différence Δ observée pour le nettoyage.

a) Stratégie CIS, méthode « brossage » (tableau 1a)

Le nettoiement du microphone augmente logiquement le taux de reconnaissance. La courbe « après » est située au-dessus de la courbe « avant » (figure 2a). Les 50% de syllabes reconnues sont obtenus plus vite dans la situation « après » (relativement à « avant ») ce qui correspond à des valeurs $x_{50\%}$ plus faibles du RSB. En ce qui concerne le passage de 25% à 75%, une pente plus « raide » indique un passage plus rapide à la saturation (proche de 100%), donc une zone d'indécision plus faible.

Le couple ($x_{50\%}$, $\Delta_{75\text{-}25\%}$) renseigne donc sur la zone transitionnelle. Un cas favorable correspond à « un faible $x_{50\%}$ et un faible $\Delta_{75\text{-}25\%}$». Le nettoyage a pour but d'abaisser $x_{50\%}$ et aussi $\Delta_{75\text{-}25\%}$.

Le plateau supérieur a son importance et il est souhaitable qu'il soit proche de 100%. On remarque que le nettoyage fait passer le plateau de 84.6 à 89.8%, ce qui correspond à une syllabe par liste ; cette différence n'a pas été significative.

b) Stratégie N of M, méthode « brossage » (tableau 1b)

Les courbes (figure 2b), ainsi que les valeurs à 50% montrent que les performances sont similaires avant et après brossage. Les pentes $\Delta_{75\text{-}25\%}$ sont aussi équivalentes. Les plateaux y_{max} indiquent, là aussi, une syllabe de différence.

c) Implant cochléaire Nucleus, méthode brossage (tableau 2a)

Les résultats recoupent la situation N of M brossage, avec cette fois la sous-population des implants Nucleus (figure 3a). Le brossage améliore le $x_{50\%}$ et la pente. Les valeurs maximales y_{max} sont équivalentes.

d) Implant Cochlear, méthode changement de filtre (tableau 2b)

Les RSB à 50% sont équivalents et les pentes sont semblables (figure 3b et tableau 1d). On retrouve encore un gain d'une syllabe sur les plateaux. On voit que le lissage estompe les différences qui ont été observées sur la figure 3b.

3.4 Comparaison des stratégies CIS et N of M

Les deux stratégies ont été comparées avant et après nettoyage (figure 5), dans le cas du nettoyage par brossage.

La stratégie CIS conduit à des résultats généralement supérieurs, mais ceci n'est pas constant. Lorsque les conditions sont favorables (RSB élevé) les deux stratégies conduisent à des pourcentages équivalents avant brossage. Si on regarde les valeurs obtenues pour les RSB 15 et 18 dB après nettoyage, les pourcentages obtenus avec N-of-M sont meilleurs que ceux obtenus avec CIS avec une différence de près de 10% qui signifie une à deux syllabes par liste. Est-ce lié à la représentation du signal ? Faut-il adapter le codage de l'implant à l'environnement ? Ceci mérite d'être revu.
Pour les deux stratégies, on remarque que le maximum de reconnaissance est compris entre 80 et 85% avant nettoyage et qu'il se situe entre 85 et 90 % après nettoyage (brossage), ce qui correspond au gain d'une syllabe.

	CIS (1a)			NofM (1b)		
	$x_{50\%}$	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	ymax	$x_{50\%}$	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	ymax
Av	4,5	6,5	84,6	6,4	6,3	81,9
Ap	3,9	7,5	89,8	6,2	6,1	86,2
Δ Ap - Av	-0,6	1,0	5,2	-0,2	-0,2	4,3
p (Wilcoxon)	0,63	0,29	0,41	0,66	0,85	0,35

Tableau 1. Evolution des paramètres audiologiques en fonction de la stratégie de codage.

	Cochlear «Brosse» (2a)			Cochlear «Filtre» (2b)		
	$x_{50\%}$	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	ymax	$x_{50\%}$	$\Delta_{75\text{-}25\%}$	ymax
Av	5,1	7,0	90,5	6,2	6,5	83,5
Ap	4,8	6,8	92,0	6,1	7,3	89,5
Δ Ap - Av	-0,3	-0,2	1,5	-0,1	0,8	6,0
p (Wilcoxon)	0,67	0,94	0,73	0,96	0,62	0,19

Tableau 2. Evolution des paramètres audiologiques en fonction du mode de nettoyage (implant Nucleus de la société Cochlear).

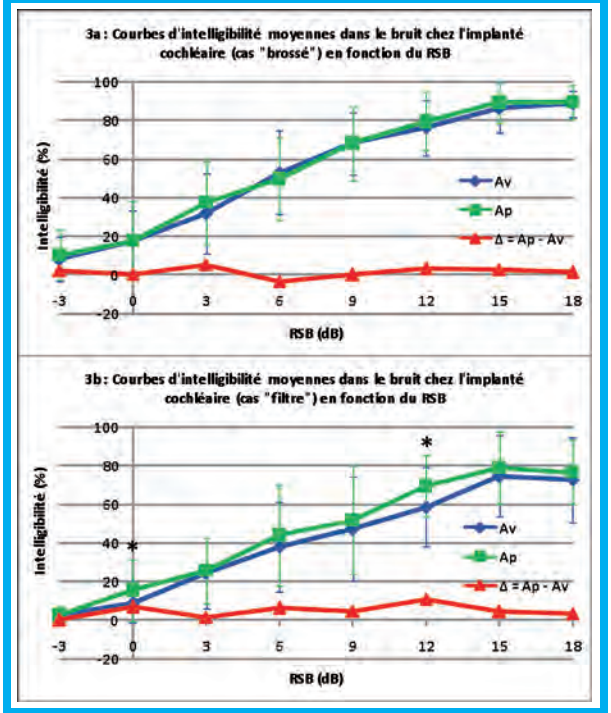


Figure 3. Pourcentages de reconnaissance « après-avant », relativement au mode de nettoyage (brossage ou changement du filtre), exprimés en fonction du rapport signal sur bruit. On indique, pour chaque RSB, la différence Δ pour les conditions brossage et changement de filtre. Ceci concerne l'implant Nucleus.

Ceci recoupe les résultats obtenus en simulation, dans le cas du micro propre, résultats qui montrent que la stratégie CIS conduit à des résultats supérieurs, surtout dans la gamme des RSB « utiles », c'est-à-dire de 0 à 6 dB [4].

Dans la mesure où la stratégie N of M est équivalente à CIS lorsque N = M, le choix de N est aussi un paramètre à étudier [14].

4 Conclusion

Ce travail a porté sur l'effet du nettoyage du microphone chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire. Cinquante-neuf personnes ont participé à cette étude ; 19 étaient équipées avec une stratégie CIS et 40 avaient une stratégie N-of-M.

On a étudié la reconnaissance des syllabes contenues dans les listes de Fournier mélangées à un bruit de cocktail-party. Les listes ont été présentées aux sujets implantés dans deux situations différentes, avant et après nettoyage du microphone d'entrée de l'implant. Deux types de nettoyage ont été considérés, le « brossage + soufflage » classique, et un changement du filtre protégeant le microphone (dans le cas des processeurs externes du fabriquant Cochlear).

Les résultats ont montré que les codages CIS et N-of-M conduisent à des résultats similaires lorsque le rapport signal sur bruit est élevé, avant nettoyage. Par contre, dans une zone intermédiaire (de 3 à 12 dB) les pourcentages obtenus avec CIS sont supérieurs. Par contre, après nettoyage, le comportement lié aux stratégies semble différent. CIS conduit à des pourcentages supérieurs de 0 à 12 dB, tandis que N of M est meilleur pour 15 et 18 dB. Ceci recoupe les conclusions d'un travail en simulation qui étudiait l'encrassement

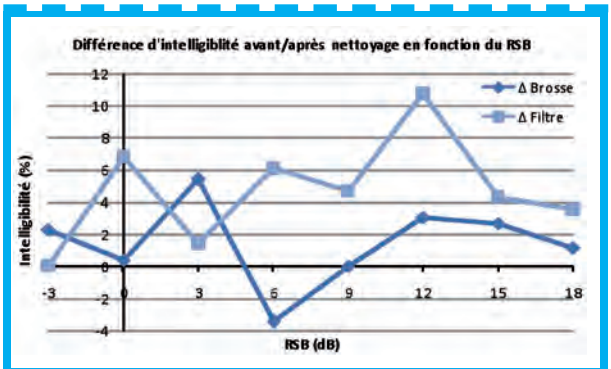


Figure 4. Comparaison des améliorations, relativement au mode de nettoyage, exprimées en fonction du rapport signal sur bruit.

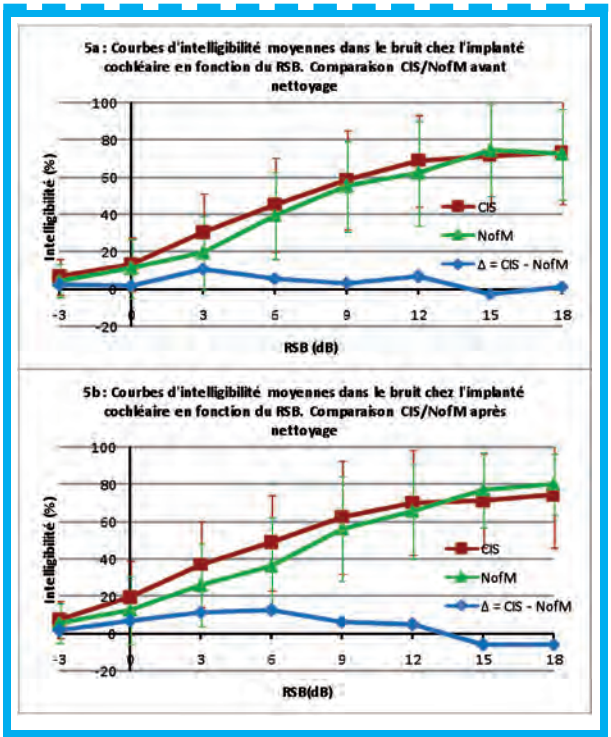


Figure 5. Pourcentages de reconnaissance avant et après nettoyage, exprimés en fonction du rapport signal sur bruit. On indique la différence Δ entre les stratégies CIS et N of M.

des microphones du processeur externe de l'implant avec des sujets normo-entendants. Les différences observées, quoique constantes, n'ont pas été souvent significatives, malgré le nombre de patients impliqués dans cette étude.

La partie qui a concerné le mode de nettoyage du micro (brossage contre changement du filtre de protection du microphone) a montré que les améliorations obtenues par le changement de filtre sont, en moyenne, supérieures à celles apportées par le brossage.

Le gain moyen apporté par le nettoyage (brossage) a été de 5% pour la reconnaissance des syllabes (une syllabe par liste). Avec la stratégie CIS ce gain a été surtout observé pour les valeurs 0, 3 et 6 dB du rapport signal sur bruit, gamme qui est très courante dans l'environnement. Pour N of M la différence a surtout été vue pour 18 dB.

Ces résultats ont été confirmés après un lissage des données réalisé avec une fonction sigmoïde. La différence est de l'ordre de 5% soit une syllabe par liste de Fournier.

D'autres travaux méritent d'être entrepris pour préciser ces constatations, notamment en augmentant le nombre de patients, le nombre de syllabes par listes et en étudiant l'influence de N dans la stratégie N of M.

Remerciements

Les auteurs remercient les personnes et les structures qui leur ont permis de réaliser ce travail : les patients qui ont participé à ces expériences, Mme Evelyne Veuillet pour le rôle qu'elle a joué dans les relations avec CPP et les HCL, M. Fabien Millioz pour son support scientifique, les membres du CRIC de l'hôpital Edouard-Herriot de Lyon qui ont adapté leur emploi du temps pour inclure ce travail dans les visites de réglage, les HCL promoteurs de cette étude et Polytech' Lyon qui a validé cette recherche en tant que mémoire final du cycle ingénieur de P.A. Cucis.

Bibliographie

1. T.Balkany, A.Hodges, C.Buchman, W.Luxford, C.Pillsbury, P.Roland, J.Shallop, D.Backous, D.Frantz, J. Graham, B.Hirsh, M.Luntz, J.Niparko, J.Patrick, S.Payne, F.Telichi, E.Tobey, E.Truy, S.Staller « Cochlear implant soft failure consensus development conference statement », Otol. Neurotol, 26(4), 815-8, 2005.
2. R.Batmer, G.O'Donoghue, T.Lenartz « A multicenter study of device failure in European cochlear implant centers », Ear Hear, 28 (2 suppl), 95S-99S, 2007.
3. P.A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, H. Thai Van, F. Millioz, S. Gallego « Influence de la stratégie de codage de l'implant cochléaire sur la reconnaissance de syllabes en milieu bruité » soumis au congrès Handicap 2016, IFRATH, Paris, 2016.
4. P.A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, H. Thai Van, F. Millioz, S. Gallego "Influence de la strategie de codage de l'implant cochléaire sur la reconnaissance de syllabes en milieu bruité en fonction de l'encrassement du microphone » Papier compagnon soumis aux Cahiers de l'Audition.
5. G.Clark "Cochlear implants: fundamental and applications" Springer Verlag, 2003
6. M.Dorman, P.Loizou, J.Fitzke, Z.Tu "The recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulation of cochlear-implant signal processors with 6-20 channels. J Acoust Soc Am, 104 (6): 3583-5, 1998.
7. M.Dorman, P.Loizou, A.Spahr, E.Maloff "A Comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants. J Speech Lang Hear Res, 45(4), 783-8, 2002.
8. T.Green, A.Faulkner, S.Rosen "Spectral and temporal cues to pitch in noise-excited vocoder simulation of continuous-interleaved sampling cochlear implants" J Acoust Soc Am, 112, 2155-64, 2002.
9. S.Kerber, B.U.Seeber, B.U. Sound localization in noise by normal-hearing listeners and cochlear implant users. Ear Hear 33(4), 445-57, 2012.
10. Q.Nam Tran, H.Arabnia "Emerging trends in computational Biology, Bioinformatics and System Biology", Moran Kauffmann publishers, Elsevier, 2015.
11. K.Perreaut, S.Gallego, C.Berger-Vachon, F.Millioz "Influence de l'encrassement du microphone sur les performances de l'implant cochléaire. Etude préliminaire en simulation des codages CIS et N of M, Congrès Handicap 2014, Ifrath, Paris, 11 – 13 juin, 169-173, 2014.
12. S.Razza, S.Burdo, S.Bonaretti "acoustical signal check: microphone integrity evaluation through a common hearing aid analyzer", 5th Objective Measures Symposium in Cochlear Implants and ABI; Varese, Italy, May 19-22, 2007.
13. S.Razza, S.Burdo "an underestimated issue: unsuspected decrease of sound processor microphone sensitivity, technical and clinical evaluation" Cochlear Implants Int, 12(2), 114-23, 2011
14. F.Seldran, S.Gallego, H.Thai-Van, C.Berger-Vachon "Influence of coding strategies in electric-acoustic hearing: a simulation dedicated to EAS cochlear implant in the presence of noise", Applied Acoustics, 76, 300-30, 2014.
15. B.Wilson, C.Finley, J.Farmer, D.Lawson, B.Weber, R.Wolford, P.Kenan, M.White, M.Mezernich, R.Schindler "Comparative studies of speech Processing Strategies for Cochlear implants", Laryngoscope, 98, 1069-77, 1988.

dyapason
CORRECTION AUDITIVE

Le réseau expert des audioprothésistes libres

En 10 ans, nous sommes devenus une référence en matière de réseau d'audioprothésistes experts. Nous sommes reconnus par les ORL et 98,8 % de nos clients sont prêts à recommander un laboratoire certifié Dyapason à une personne de leur entourage.*

L'expertise technique, l'expérience et les qualités humaines d'Eric Bizaguet et de Francois Le Her ont permis la création du réseau Dyapason.
Ce label de qualité de soins est ouvert à tous les audioprothésistes indépendants, qui comme eux, ont décidé d'offrir des services haut de gamme à tous leurs patients.

*Etude PHD Consulting sur 23551 questionnaires complétés par des patients appareillés dans les centres certifiés Dyapason entre le 23 janvier 2013 et le 31 décembre 2015.

Afin d'aider nos membres à se positionner comme des experts incontournables et indispensables pour leurs patients, nous organisons des réunions thématiques, des échanges techniques interactifs et des symposiums scientifiques pour les médecins prescripteurs.

Nous agissons pour le partage, le transfert de connaissances entre nos adhérents et le plaisir continu à voir les patients se réhabituer à entendre et être acteurs de leur propre vie.

Vous vous reconnaissez dans nos valeurs, appelez-nous.

Philippe Delbort 06 98 20 64 46
Vincent Génot 06 87 83 93 32

Cas clinique pédiatrique

Cas clinique pédiatrique : une surdité atypique

Natalie Loundon

Fiona Alvin

Service ORL,
Hôpital Necker Enfants Malades
Paris

Paul, 5 ans, est adressé en consultation ORL pour une exploration de ses fonctions auditives. Il semble avoir des difficultés de compréhension et est décrit comme un enfant agité. Il est scolarisé à mi-temps du fait de difficultés comportementales.

Paul est né à terme avec un poids de naissance de 3.700 Kg. La marche a été acquise à 19 mois. C'est le deuxième d'une fratrie de trois enfants en bonne santé. Dans la famille, il est notion d'une cousine dyslexique et une canitie précoce du côté paternel. Il y a un doute sur un antécédent de surdité chez un arrière-grand-père.

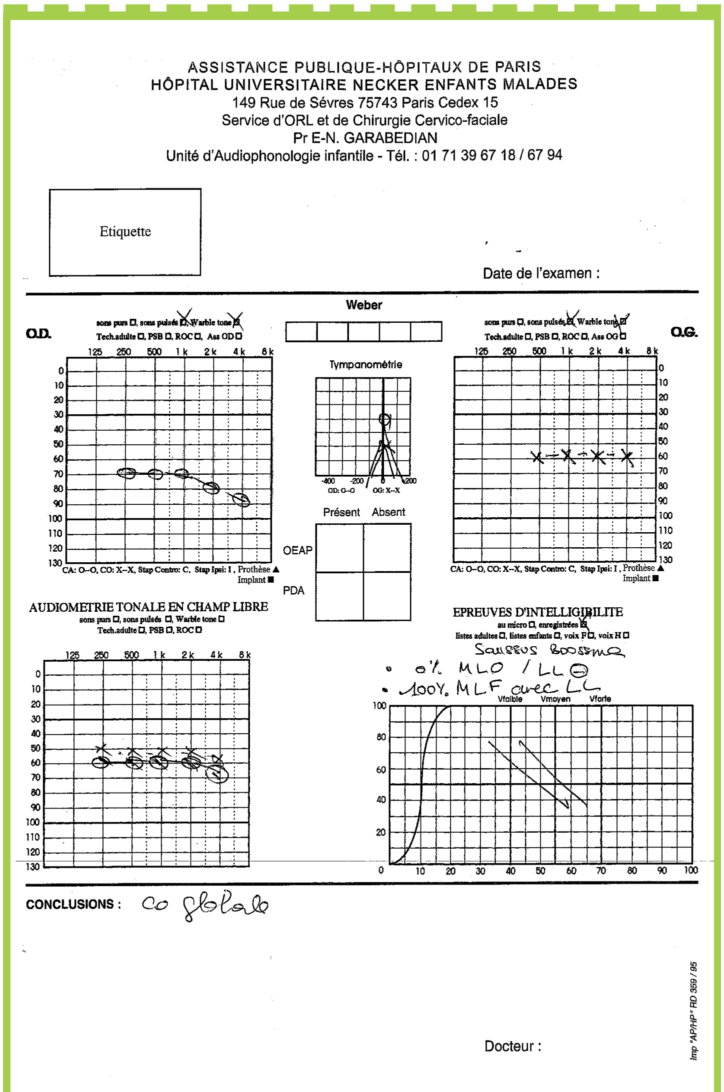
A l'examen clinique, les deux tympans sont normaux, on note un léger défaut de plicature des deux pavillons prédominant à gauche. Le reste de l'examen est sans particularités.

Les résultats sont montrés dans les 2 iconographies suivantes. Comment interprétez-vous ces résultats ?

L'audiogramme retrouve une surdité de perception moyenne à sévère à droite et moyenne à gauche. La vocale est effondrée avec les mots en liste BOORSMA enregistrés, mais est normale à la voix + lecture labiale. Les otoémissions (OEA) sont présentes des deux côtés.

Quel(s) diagnostic(s) pouvez vous évoquer et sur quels arguments ?

a- Surdité psychogène : il existe une dissociation tonale et vocale et les otoémissions sont présentes, témoignant d'une activité des cellules ciliées externes cochléaires.



Iconographie 1. Audiogramme tonal et vocal

Figure 1. OEA oreille droite

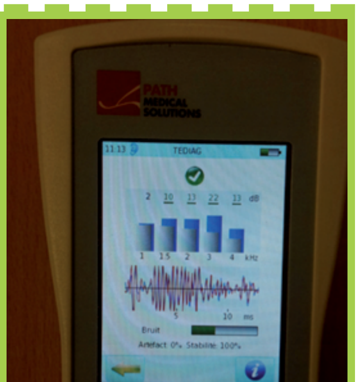


Figure 2. OEA oreille gauche

Iconographie 2. Otoémissions acoustiques

Cas clinique pédiatrique

Cependant le jeune âge de l'enfant et l'ancienneté des troubles, ne sont pas en faveur de ce diagnostic qui survient à partir de 6 ans. De plus, classiquement, dans les surdités psychogènes, les résultats du test en vocal sont meilleurs que ce qui est attendu avec le seuil en tonale. Ici au contraire, la vocale est améliorée avec la lecture labiale.

b- Trouble auditif avec neuropathie auditive : cliniquement ce tableau est évocateur car il existe une dissociation des seuils en tonale et en vocale, on note l'amélioration de l'intelligibilité de la parole avec la lecture labiale (support visuel), et la présence des OEA, témoignant d'une activité cochléaire conservée.

Des potentiels évoques sont réalisés (Icono 3) : comment interprétez vous ces résultats ?

Absence de réponse à forte intensité des tracés plats à droite et à gauche.

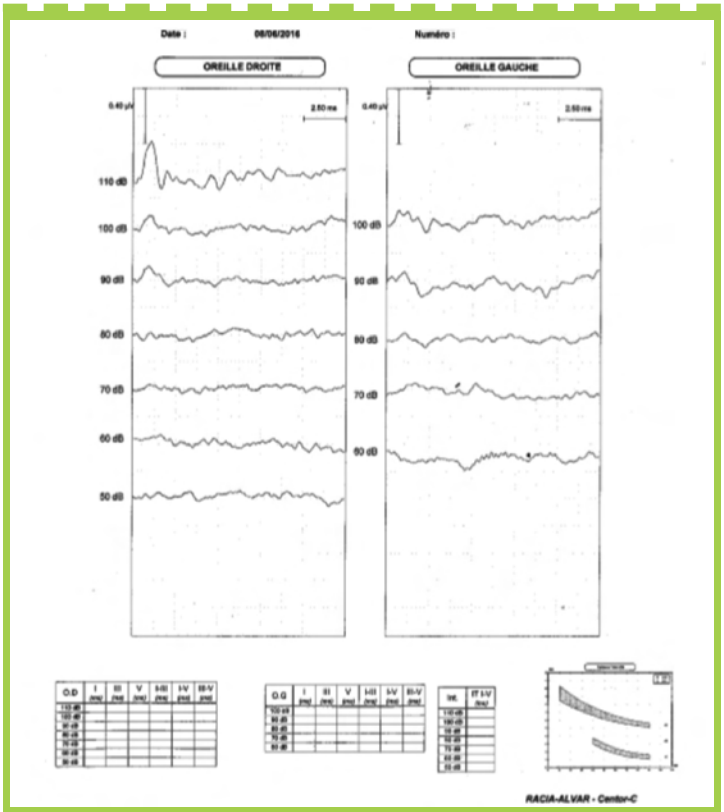
Ce tracé peut être observé :

- soit dans les cas de surdité profonde bilatérale sur les fréquences 2000-4000Hz,
- soit dans le cas de neuropathie auditive avec absence de train d'onde individualisable (désynchronisation)

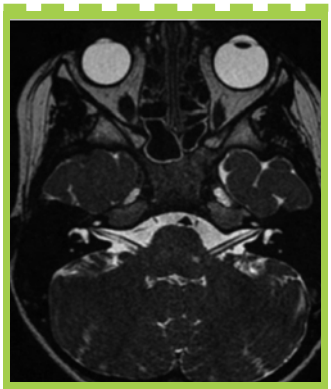
L'association clinique est la suivante: seuil obtenu en audiométrie tonale, impossible en audiométrie vocale, présence d'OEA et tracé PEA désynchronisé.

Ce tableau est typique d'une neuropathie auditive. (Cf. Les Cahiers de l'Audition. Vol. 20 - N°6).

Une IRM cérébrale et des conduits auditifs internes est réalisée. Il n'y a pas de malformation de l'oreille interne, des nerfs auditifs, ni d'atteinte du parenchyme cérébral. (Iconographies 4, 5, 6).



Iconographie 3. Potentiels évoqués auditifs sous sieste : Absence de réponse à forte intensité



Iconographie 4. RM : Conduits auditifs internes normaux (CAI)

Iconographie 5. IRM : Cochlées normales

Iconographie 6. IRM : coupe parasagitale (CAI)

Le bilan orthophonique montre un trouble de langage oral sur le versant réceptif avec des difficultés de compréhension du langage oral. Le développement cognitif est dans la moyenne mais le quotient verbal est faible sur le versant expressif et réceptif. Le bilan pédopsychiatrique élimine un problème autistique.

Que proposer ?

- Un appareillage auditif bilatéral. Dans les cas de neuropathie auditive, l'adaptation d'un appareillage auditif est plus complexe que dans les cas de surdité endo-cochléaire. En effet, l'intelligibilité de la parole peut rester limitée avec l'appareil, et la dynamique d'amplification peut être très pincée. Dans certains cas, se discute un implant cochléaire selon l'efficacité de l'appareillage.
- Une rééducation orthophonique
- Un micro HF
- Des supports visuels notamment en classe

Au niveau étiologique : une recherche génétique est à prévoir ainsi que l'examen auditif de tous les membres de la famille.

Points clés concernant la neuropathie auditive

- Trouble auditif retro-cochléaire ou synaptique : non synchronisation des influx nerveux dans le nerf cochléaire, rendant les PEA atypiques ou sans ondes individualisables.
- Résultats paradoxaux en audiométrie subjective (tonale/vocale) et dans les tests objectifs (OEA/PEA).
- OEA Provoquées : préservées en dépit de seuils audiométriques anormaux : préservation de la réponse des cellules ciliées externes, mais parfois absentes également !
- Audiométrie vocale moins performante que l'audiométrie tonale, chutée en particulier dans le bruit.
- Tous les degrés de perte auditive peuvent se voir : perte audiométrique légère à moyenne prédominant sur les graves, pouvant fluctuer d'un test à l'autre.

La plupart des neuropathies sont d'origine génétique. Il peut s'agit d'une atteinte de la synapse (entre cellule ciliée interne et premier relais ganglionnaire) ou d'une malformation du nerf auditif.

Il peut exister un contexte neurologique (atteinte nerveuse périphérique, ou centrale) dans lequel s'intègre la neuropathie auditive.

Références bibliographiques

Les Cahiers de l'Audition. Vol. 20 – NOV/DEC 2007 – N°6. La Neuropathie auditive/Désynchronisation auditive : 1ère partie. Paul Deltenre, Jean-Louis Colette.

Approche clinique des neuropathies auditives chez l'enfant. N. Loundon. Les Cahiers de l'Audition. Vol. 20 – NOV/DEC 2007 – N°6.

Auditory neuropathy/dys-synchrony : diagnosis and management. Berlin CI, Hood L, et al. Ment Retard Dev Disabil Res Rev 2003 ;9 :225-31.

Management of children with auditory neuropathy spectrum disorder (ANSD). Gökdoğan Ç, Altınyay Ş, et al. Braz J Otorhinolaryngol. 2015 Dec 18.

Clinical and audiological findings in children with auditory neuropathy. Shehata-Dieler W, Völter C, et al. Laryngorhinootologie. 2007 Jan.

Auditory neuropathy characteristics in children with cochlear nerve deficiency. Buchman CA, Roush PA, et al. Ear Hear. 2006 Aug.

Auditory neuropathy: clinical presentation of seven cases and review of the literature. Truy E, Ionescu E, et al. Ann Otolaryngol Chir Cervicofac. 2005 Dec.

Explorations audiométriques chez l'enfant : d'un dépistage fiable à tout âge à une audiométrie précise. Les Cahiers de l'Audition 2005, (18) 5 : 17-26.

Auditory neuropathy in childhood. Doyle KJ, Sininger Y, Starr A. Laryngoscope 1998 ;108 :1374-7.

A review of objective methods of evaluating auditory neural pathways. Hood LI. Laryngoscope 1999 ;109 :1745-8.

Auditory neuropathy or endocochlear hearing loss ? Loundon N, Marcolla A. Otol Neurotol

2005 26 :748-54

Veille acouphène

Acouphène : de quoi est-on certain ? Meta-analyse des connaissances basée sur l'évidence

Philippe LURQUIN
Audioprothésiste
Bruxelles-Charleroi
Chargé de cours, membre du Collège National d'Audioprothèse

G. KAMYSZ
Audioprothésiste

Analyse de l'article "The auditory cortex and tinnitus – a review of animal and human studies." de J.J. Eggermont

European Journal of Neuroscience Vol. 41 Pages 656-676, 2015

Cet article présente une description très complète des recherches consacrées à la neurophysiologie de l'acouphène, à la fois chez l'homme et chez l'animal.

L'auteur en est J.J. Eggermont qui est une référence dans le domaine de la recherche consacrée à l'acouphène. Il compte à ce jour plus de deux cents publications. Ses recherches se sont portées sur le système auditif, et plus spécifiquement sur la plasticité corticale. Il a principalement étudié l'électrophysiologie du système auditif chez l'animal, et s'est axé spécifiquement sur le rôle que joue la synchronie neurale dans le codage des sons complexes au niveau du cortex auditif. Il a ensuite développé un modèle de l'acouphène chez l'animal afin d'étudier les processus de codage dans le système nerveux central ainsi que le rôle de la réorganisation corticale.

Cet article est fortement intéressant pour tout audioprothésiste effectuant des prises en charge de patients acouphéniques puisqu'il présente un résumé des avancées dans le domaine de la neurophysiologie de l'acouphène.

La méthodologie d'Eggermont est simple et relève de la méta-analyse (une analyse des analyses). Après une revue des principaux résultats comportementaux chez l'animal, l'auteur présente d'abord les modifications neurophysiologiques constatées au niveau cortical chez l'animal suite à l'injection de salicylate, puis suite à une exposition au bruit. Grâce aux différentes typologies d'exposition au bruit relatées (bruit non traumatisant, traumatisme sonores, et exposition sonore suite à un traumatisme sonore), nous bénéficions d'une vision très globale des effets du bruit et des corrélats de l'acouphène.

Dans une seconde partie, l'auteur présente les principaux résultats obtenus lors d'études de neuro-imagerie chez l'homme.

Que sait-on ??

Chez l'animal, la réorganisation des cartes tonotopiques du cortex auditif primaire n'interviendrait majoritairement qu'entre 8 et 12 semaines après une exposition sonore. Des niveaux d'intensité non traumatisants suffisent à générer une telle réorganisation.

Par ailleurs, l'augmentation de la synchronie interviendrait, elle, immédiatement après un traumatisme sonore, contrairement à l'augmentation du taux de décharges spontanées.

Enfin, un enrichissement sonore presenté immédiatement après un trauma sonore permettrait de minimiser la perte auditive et supprimerait les corrélats de l'acouphène.

Chez l'homme, les études de neuro-imagerie chez les sujets acouphéniques suggèrent que plusieurs régions non auditives du cerveau soient impliquées à la fois dans la conscience persistante de l'acouphène, et dans le développement de la détresse associée à l'acouphène invalidant. L'attention, la mémoire et l'émotion seraient impliquées.

De plus, parmi les corrélats de l'acouphène objectivés chez l'animal, la réorganisation tonotopique corticale semble ne pas être observable chez les sujets humains acouphéniques, (la méthode d'investigation étant l'IRM fonctionnelle (synchronie macroscopique).

Enfin il est important de prendre en considération que les résultats des études de neuroimagerie peuvent parfois se contredire. Une des principales raisons serait le manque de rigueur dans l'établissement des groupes testés ne permettant pas d'objectiver clairement les corrélats de l'acouphène distinctement des corrélats de la perte auditive.

L'utilisation de ces notions dans le cadre de séances de « counseling » permettra à l'audioprothésiste d'insister sur certains points-clé.

Chez l'animal, des modifications similaires interviennent à la suite d'une exposition à un bruit traumatisant ou à une stimulation sonore prolongée n'induisant pas de trauma.

Dans ce dernier cas – stimulation prolongée – on observe (au niveau du cortex auditif) :

- Une augmentation du taux de décharges spontanées. Celle-ci est significativement plus importante pour les neurones dont la fréquence caractéristique est différente de la fréquence de stimulation.
- Une synchronie neurale renforcée sur l'ensemble du cortex auditif. Aucun signe de réversibilité de cette synchronie n'est présent après 12 semaines de récupération et semble permanente
- Une réorganisation des cartes tonotopiques, intervenant principalement entre 8 et 12 semaines après l'exposition sonore.

Par ailleurs, un enrichissement sonore (Eggermont ne parle pas ici d'audioprothèses) après un traumatisme sonore permet de supprimer les trois principaux corrélats de l'acouphène décrits ci-dessus. L'enrichissement sonore doit toutefois être présenté le plus rapidement possible. S'il intervient après plus d'un mois, ses effets deviennent nuls.

Enfin, la synchronie neurale semble être un corrélat majeur de l'acouphène dans la mesure où celle-ci intervient immédiatement après un traumatisme sonore. A l'inverse, l'augmentation du taux de décharges spontanées necessitant un laps de temps, ce corrélat semblerait contribuer à l'acouphène chronique.

Un petit exemple : Nous avons tous déjà pu percevoir un acouphène, suite à l'exposition à un niveau sonore élevé (discothèques, concerts, etc.). L'acouphène est dans ce cas perçu immédiatement après l'exposition. Comme évoqué précédem-

ment, l'augmentation de la synchronie neurale représente la seule modification neurophysiologique intervenant immédiatement après un traumatisme sonore. Ainsi, celle-ci est dans ces de figure, supposée être à l'origine de l'acouphène.

Expérimentation animale

1. Etudes comportementales

Des tests permettent d'objectiver de manière quasi-certaine la perception de l'acouphène par les animaux de laboratoire. Les tests comportementaux chez l'animal refléteraient les changements d'activité spontanée ou de gain synaptique sous-thalamiques.

Actuellement, le test le plus employé est le réflexe de sursaut acoustique (ASR - Acoustic Startle Reflex). Celui-ci est fiable chez l'animal, mais difficilement applicable chez l'homme.

L'acouphène n'apparaît jamais seul, mais intervient plutôt suite à une perte auditive, une atteinte somatique ou encore un évènement stressant. Il s'accompagne souvent d'hyperacousie vraisemblablement liée à une modification du gain central.

Les sujets acouphéniques présentent une croissance de la sonie (sensibilité) plus rapide que les sujets non acouphéniques avec ou sans surdité : une modification anormale du gain central en serait la cause – Hebert et al. (2013).

Cette modification du gain central a été confirmée par les résultats de Chen et al. (2014). Ceux-ci ont mesuré les effets durables (après 2 et 28 semaines) d'une exposition intensive au bruit sur les réflexes de sursaut acoustique. Ces réflexes étaient en effet plus importants pour les stimuli de forte intensité chez les sujets ayant été exposés au bruit (sujets acouphéniques). Ainsi, les traumatismes sonores conduiraient à une augmentation du gain auditif central.

2. Etudes électrophysiologiques

Modifications neurales dans le cortex auditif suite à l'administration de salicylate

Le Salicylate entraine une perte auditive temporaire et produit des effets sur le système auditif central. A faible dose, une diminution du taux de décharges spontanées peut être observée au niveau du nerf auditif (ou parfois pas d'effets).

Une injection répétée de doses (chronicité) peut en revanche entraîner une augmentation de l'activité spontanée du nerf auditif, ainsi qu'une perte de cellules ganglionnaires spirales.

De plus, au niveau du cortex auditif, une augmentation des taux de décharges évoqués par une stimulation sonore est constatée. Une diminution du taux de décharges spontanées moyen a également été constatée.

Globalement, l'acouphène induit par administration de salicylate pourrait être provoqué par une surreprésentation corticale, découlant d'afférences altérées depuis la cochlée.

Les réponses intra-corticales évoquées par une stimulation sonore sont renforcées suite à l'administration de salicylate. Bien que le cortex auditif soit impliqué dans l'hyperexcitabilité provoquée par le salicylate (effets similaires à l'hyperacousie), différents aspects suggèrent une implication des voies extralemniscales dans l'acouphène (la voie extralemniscale projette ses fibres vers le thalamus, la formation réticulée, et le noyau du tractus solitaire).

Effets de l'exposition au bruit sur le cortex auditif de l'animal

- Exposition passive à niveau infra-traumatisant

Une exposition passive prolongée (4 mois) à des tone pips (4kHz-20kHz) de 80 dB SPL entraine une diminution des réponses évoquées du cortex auditif aux sons de fréquences stimulées lors de l'exposition passive, alors qu'une augmentation est constatée pour les fréquences en dehors de cette zone fréquentielle.

Les taux de décharges spontanées sont par ailleurs significativement plus importants pour les neurones de fréquence caractéristique inférieure et supérieure à la zone stimulée lors de l'exposition passive.

Enfin, la synchronie neurale (coefficient de corrélation croisée de potentiels d'action) est fortement renforcée chez les sujets exposés, et ne présente aucun signe de réversibilité (après 12 semaines de période de récupération). Ainsi, une exposition de longue durée à une stimulation sonore non traumatique est de ce fait, susceptible de générer un acouphène.

- Effets aigus du traumatisme sonore :

Après une exposition sonore de 115/120 dB SPL à 5/6KHz pendant une heure, l'augmentation de seuil auditif la plus importante est objectivée à 8KHz, et une perte moyenne de 40 dB après 6 heures est constatée. La fréquence caractéristique des neurones de 10kHz (avant traumatisme) est modifiée à 5kHz après traumatisme – dû à la diminution d'activité à 10kHz (celle-ci étant supposée inhiber les afférences thalamiques dans la zone 5/6Khz).

Cette modification de fréquence caractéristique (à effet immédiat), représente certainement un précurseur de la réorganisation des cartes tonotopiques qui nécessite quant à elle plus de temps.

En premier lieu, 15 minutes après le traumatisme, une légère diminution du taux de décharges spontanées est constatée quel que soit la fréquence caractéristique des neurones. Ensuite, deux heures après le traumatisme, on observe à l'inverse une augmentation du taux de décharges spontanées. L'augmentation est plus importante pour les neurones à faible taux de décharges spontanées. Aucun changement d'activité spontanée n'est constaté dans l'octave au-dessus de la fréquence ayant causé le traumatisme.

D'autre part, l'augmentation de la synchronie neurale intervient immédiatement (contrairement aux modifications des taux de décharges spontannées).

Enfin, un traumatisme sonore peut augmenter la réponse comportementale aux sons (au niveau du cortex auditif) et le reflexe de sursaut acoustique (Sun et al., 2012).

- Effets chroniques du traumatisme sonore :

Après une exposition à un son pur de 5kHz de 115/120 dB SPL pendant 2/4 heures, on observe après 7/16 semaines : une augmentation des seuils auditifs, témoignant d'un dip à 4kHz, puis d'une pente dans les hautes fréquences. Il s'en suit une réorganisation des cartes tonotopiques du cortex auditif primaire (les zones répondant normalement à 10-40kHz sont désormais accordées à 10kHz.), une augmentation du taux de décharges spontanées dans les zones réorganisées et une augmentation de la synchronie neurale pour les fréquences impliquées dans la réorganisation tonotopique.

- Effets d'un enrichissement sonore après un traumatisme sonore :

Selon Norena et Eggermont (2005), une diminution d'excitation dans les fréquences de la perte auditive conduirait à

un déséquilibre entre l'excitation et l'inhibition dans le système auditif central.

En stimulant les fréquences de la perte auditive, un rééquilibrage de l'excitation à travers les fibres du nerf auditif serait possible. A la suite d'un traumatisme sonore, un premier groupe de chats fut placé dans un milieu calme tandis qu'un second groupe a benficié d'une stimulation sonore continue (80 dB SPL) aux fréquences de la perte auditive (4-20 kHz) pendant au moins 3 semaines.

Chez les chats ayant reçu une stimulation sonore post trauma, tous les corrélats neuronaux (réorganisation tonotopique, augmentation de l'activité spontanée et de la synchronie neurale) sont absents, supposant ainsi que ces sujets ne perçoivent pas d'acouphène.

Il est intéressant de noter que cette stimulation sonore doit être réalisée immédiatement après le traumatisme, étant donné que le déséquilibre entre l'excitation et l'inhibition durerait seulement un mois.

3. Etudes de neuro-imagerie chez l'homme

Enfin l'article se termine par une implacable revue de littérature qui montre l'étendue du champ d'investigation encore devant nous.

Aucune différence significative en termes d'organisation tonotopique des cartes corticales n'est objectivée entre les sujets normo-entendants acouphéniques et non acouphéniques à l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle.

De même, un parallèle chez l'animal peut être fait : chez le chat, une perte auditive légère inférieure à 25 dB n'induit pas de réorganisation tonotopique corticale, alors qu'une augmentation du taux de décharges spontanées et de la synchronie neurale est présente. Seuls ces deux corrélats sont ainsi étudiés dans cet article.

- Activité cérébrale spontanée

Une asymétrie de l'activité de repos métabolique entre les cortex auditifs peut être constatée par tomographie par emission de positons (PET) mais ne représente pas une spécificité de l'acouphène.

Par ailleurs, les techniques d'imagerie actuelles présentent certaines limites. C'est ainsi que les taux de décharges spontanées objectivés chez l'animal ne peuvent être mesurés grâce à PET – dû au manque de résolution spatiale.

- Activité cérébrale induite par des stimuli (réponses évoquées)

Quelques points clés :

- Une augmentation des réponses évoquées a été objectivée au niveau du colliculus inférieur chez le sujet acouphénique. (Lanting et al., 2008 : Melcher et al., 2009).
- L'augmentation des réponses évoquées du colliculus inférieur et du thalamus sont liées à l'hyperacousie et non à l'acouphène.
- L'augmentation des réponses évoquées du cortex auditif primaire et des autres zones cérébrales sont liées à l'hyperacousie, même si l'augmentation des réponses évoquées du cortex auditif primaire est liée à l'acouphène seul – toutefois ceci peut être dû éventuellement à une focalisation attentionnelle inutile du système auditif (Gu et al., 2010)
- Une corrélation entre le degré du caractère intrusif de l'acouphène et l'amplitude des ASSR a été mise en évidence, uniquement avec une fréquence porteuse égale à la fréquence de l'acouphène (Diesch et al., 2004, 2010).

- Modifications cérébrales structurelles

Divers auteurs ne mettent aucune modification structurelle en évidence liée à l'acouphène : Husain et al. (2011), Melcher et al. (2013), Boyen et al. (2013).

- Rythmes cérébraux spontanés

Une diminution d'amplitude de l'activité oscillatoire temporale de la bande alpha est objectivée chez le sujet acouphénique. Il s'agit d'une réaction corticale normale à la présentation d'un son. Cette diminution d'activité pourrait ainsi résulter de la perception de l'acouphène.

- Modifications de connectivité neurale

On observe également une connectivité renforcée dans les régions non auditives telles que le tronc cérébral, le noyau accumbens, le cervelet et les régions parahippocampiques, préfrontale droite, pariétale et sensorimotrice. Ceci signifie que l'attention, la mémoire et l'émotion sont impliquées. Par ailleurs, un lien a été établi entre le gyrus frontal moyen et la perception de l'acouphène, mais egalement avec la gravité de ce dernier.

Globalement, une connectivité renforcée est constatée entre les zones limbiques et les réseaux corticaux non impliqués dans les processus émotionnels, et entre les régions cérébrales attentionnelles et auditives. Ceci confirme le modèle de Jastreboff.

Eggermont conclut en affirmant que d'autres études sont nécessaires afin de faire le lien entre les résultats obtenus par les études sur l'animal et celles réalisées sur l'homme. En effet, à l'heure actuelle il reste à déterminer à quels corrélats neuronaux correspondent spécifiquement les observations faites chez l'homme au moyen de techniques de mesure qui lui sont propres.

La lecture de ce passionant article montre à quel point les recherches sont pointues et donnent confiance en la recherche d'une solution qui pourrait s'imposer au moyen d'observations scientifiques basées sur l'évidence.

Bibliographie

Adjamian, P., Sereda, M., Zoray, O., Hall, D.A. & Palmer, A.R. (2012) Neuromagnetic indicators of tinnitus and tinnitus masking in patients with and without hearing loss. JARO, 13, 715–731.

Arnold, W., Bartenstein, P., Oestreicher, E., Römer, W. & Schwaiger, M. (1996) Focal metabolic activation in the predominant left auditory cortex in patients suffering from tinnitus: a PET study with [18F]deoxyglucose. J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec., 58, 195–199.

Ashton, H., Reid, K., Marsh, R., Johnson, I., Alter, K. & Griffiths, T. (2007) High frequency localised 'hot spots' in temporal lobes of patients with intractable tinnitus: a quantitative electroencephalographic (QEEG) study. Neurosci. Lett., 426, 23–28.

Boyen, K., Langers, D.R.M., de Kleine, E. & van Dijk, P. (2013) Gray matter in the brain: differences associated with tinnitus and hearing loss. Hearing Res., 295, 67–78.

Campolo, J., Lobarinas, E. & Salvi, R. (2013) Does tinnitus 'fill in' the silent gaps ? Noise Health, 15, 398–405.

Cazals, Y., Horner, K.C. & Huang, Z.W. (1998) Alterations in average spectrum of cochleoneural activity by long-term salicylate treatment in the guinea pig: a plausible index of tinnitus. J. Neurophysiol., 80, 2113–2120.

Chen, G.D. & Jastreboff, P.J. (1995) Salicylate-induced abnormal activity in the inferior colliculus of rats. Hearing Res., 82, 158–178.

Davies, J., Gander, P.E., Andrews, M. & Hall, D.A. (2014) Auditory network connectivity in tinnitus patients: a resting-state fMRI study. Int. J. Audiol., 53, 192–198.

De Ridder, D., Elgoyhen, A.B., Romo, R. & Langguth, B. (2011) Phantom percepts: tinnitus and pain as persisting aversive memory networks. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 108, 8075–8080.

Diesch, E., Struve, M., Rupp, A., Ritter, S., Heulse, M. & Flor, H. (2004) Enhancement of steady-state auditory evoked magnetic fields in tinnitus. Eur. J. Neurosci., 19, 1093–1104.

Diesch, E., Andermann, M., Flor, H. & Rupp, A. (2010a) Interaction among the components of multiple auditory steady-state responses: enhancement in tinnitus patients, inhibition in controls. Neuroscience, 167, 540–553.

Eggermont, J.J. (2012) The Neuroscience of Tinnitus. Oxford University Press, Oxford.

Eggermont, J.J. (2013) Hearing loss, hyperacusis, and tinnitus: what is modeled in animal research? Hearing Res., 295, 140–149.

Eggermont, J.J. & Roberts, L.E. (2004) The neuroscience of tinnitus. Trends Neurosci., 27, 676–682.

Fournier, P. & Hebert, S. (2013) Gap detection deficits in humans with tinnitus as assessed with the acoustic startle paradigm: does tinnitus fill in the gap? Hearing Res., 295, 16–23.

Geven, L.I., de Kleine, E., Willemsen, A.T.M. & van Dijk, P. (2014) Asymmetry in primary auditory cortex activity in tinnitus patients and controls. Neuroscience, 256, 117–125.

Gu, J.W., Halpin, C.F., Nam, E.C., Levine, R.A. & Melcher, J.R. (2010) Tinnitus, diminished sound-level tolerance, and elevated auditory activity in humans with clinically normal hearing sensitivity. J. Neurophysiol., 104, 3361–3370.

Hebert, S., Fournier, P. & Norena, A. (2013) The auditory sensitivity is increased in tinnitus ears. J. Neurosci., 33, 2356–2364.

Heffner, H.E. & Heffner, R.S. (2012) Behavioral tests for tinnitus in animals. In Eggermont, J.J., Zeng, F.-G., Fay, R.R. & Popper, A.N. (Eds), Springer Handbook of Auditory Research 47, Tinnitus. Springer Science + Business Media, New York, pp. 21–58.

Henry, J.A., Dennis, K.C. & Schechter, M.A. (2005) General review of tinnitus: prevalence, mechanisms, effects, and management. J. Speech Lang. Hear. R., 48, 1204–1235.

Husain, F.T., Pajor, N.M., Smith, J.F., Kim, H.J., Rudy, S., Zalewski, C., Brewer, C. & Horwitz, B. (2011) Discrimination task reveals differences in neural bases of tinnitus and hearing impairment. PLoS One, 6, e26639.

Jastreboff, P.J. (1990) Phantom auditory perception (tinnitus): mechanisms of generation and perception. Neurosci. Res., 8, 228–251.

Kuujawa, S.G. & Liberman, M.C. (2006) Acceleration of age-related hearing loss by early noise exposure: evidence of a misspent youth. J. Neurosci.,26, 2115–2123.

Langers, D.M., de Kleine, E. & van Dijk, P. (2012) Tinnitus does not require macroscopic tonotopic map reorganization. Front. Syst. Neurosci., 6, 2.

Langguth, B., Eichhammer, P., Kreutzer, A., Maenner, P., Marienhagen, J., Kleinjung, T., Sand, P. & Hajak, G. (2006) The impact of auditory cortex activity on characterizing and treating patients with chronic tinnitus – first results from a PET study. Acta Oto-laryngol. Suppl., 556, 84–88.

Lanting, C.P., De Kleine, E., Bartels, H. & Van Dijk, P. (2008) Functional imaging of unilateral tinnitus using fMRI. Acta Oto-laryngol., 128,415–421.

Leaver, A.M., Renier, L., Chevillet, M.A., Morgan, S., Kim, H.J. & Rauschecker,

J.P. (2011) Dysregulation of limbic and auditory networks in tinnitus. Neuron, 69, 33–43.

Maudoux, A., Lefebvre, P., Cabay, J.-E., Demertzi, A., Vanhaudenhuyse, A.,Laureys, S. & Soddu, A. (2012a) Connectivity graph analysis of the auditory resting state network in tinnitus. Brain Res., 1485, 10–21.

Maudoux, A., Lefebvre, P., Cabay, J.-E., Demertzi, A., Vanhaudenhuyse, A., Laureys, S. & Soddu, A. (2012b) Auditory resting-state network connectivity in tinnitus: a functional MRI study. PLoS One, 7, e36222.

Melcher, J.R. (2012) Human brain imaging in tinnitus. In Eggermont, J.J., Zeng, F.-G., Fay, R.R. & Popper, A.N. (Eds), Springer Handbook of Auditory Research 47, Tinnitus. Springer Science + Business Media, New York, pp. 163–185.

Melcher, J.R., Sigalovsky, I.S., Guinan, J.J. Jr. & Levine, R.A. (2000) Lateralized tinnitus studied with functional magnetic resonance imaging: abnormal inferior colliculus activation. J. Neurophysiol., 83, 1058–1072.

Melcher, J.R., Levine, R.A., Bergevin, C. & Norris, B. (2009) The auditory midbrain of people with tinnitus: abnormal sound-evoked activity revisited.Hearing Res., 257, 63–74.

Mulders, W.H. & Robertson, D. (2013) Development of hyperactivity after acoustic trauma in the guinea pig inferior colliculus. Hearing Res., 298, 104–108.

Munguia, R., Pienkowski, M. & Eggermont, J.J. (2013) Spontaneous firing rate changes in cat primary auditory cortex following long-term exposure to non traumatic noise. Tinnitus without hearing loss? Neurosci. Lett., 546, 46–50.

Norena, A.J. & Eggermont, J.J. (2003) Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus. Hearing Res., 183, 137–153.

Norena, A.J. & Eggermont, J.J. (2005) Enriched acoustic environment after noise trauma reduces hearing loss and prevents cortical map reorganization. J. Neurosci., 25, 699–705.

Norena, A.J. & Eggermont, J.J. (2006) Enriched acoustic environment after noise trauma abolishes neural signs of tinnitus. NeuroReport, 17, 559–563.

Norena, A.J., Tomita, M. & Eggermont, J.J. (2003) Neural changes in cat auditory cortex after a transient pure-tone trauma. J. Neurophysiol., 90, 2387–2401.

Norena, A.J., Gour_evitch, B., Aizawa, N. & Eggermont, J.J. (2006) Enriched acoustic environment disrupts frequency representation in cat auditory cortex. Nat. Neurosci., 9, 932–939.

Norena, A.J., Moffat, G., Blanc, J.L., Pezard, L. & Cazals, Y. (2010) Neural changes in the auditory cortex of awake guina pigs after two tinnitus inducers: salicylate and acoustic trauma. Neuroscience, 166, 1194–1209.

Ochi, K. & Eggermont, J.J. (1996) Effects of salicylate on neural activity in cat primary auditory cortex. Hearing Res., 95, 63–76.

Pienkowski, M. & Eggermont, J.J. (2009) Recovery from reorganization induced in adult cat primary auditory cortex by a band-limited spectrally enhanced acoustic environment. Hearing Res., 257, 24–40.

Rauschecker, J.P., Leaver, A.M. & Muhlau, M. (2010) Tuning out the noise: limbic–auditory interactions in tinnitus. Neuron, 66, 819–826.

Seki, S. & Eggermont, J.J. (2002) Changes in cat primary auditory cortex after minor-to-moderate pure-tone induced hearing loss. Hearing Res.,173, 172–186.

Seki, S. & Eggermont, J.J. (2003) Changes in spontaneous firing rate and neural synchrony in cat primary auditory cortex after localized toneinduced hearing loss. Hearing Res., 180, 28–38.

Sun, W., Lu, J., Stolzberg, D., Gray, L., Deng, A., Lobarinas, E. & Salvi,R.J. (2009) Salicylate increases the gain of the central auditory system.Neuroscience, 159, 325–334.

Sun, W., Deng, A., Jayaram, A. & Gibson, B. (2012) Noise exposure enhances auditory cortex responses related to hyperacusis behavior. Brain Res., 1485, 108–116.

Vanneste, S., van de Heyning, P. & De Ridder, D. (2011) The neural network

Wang, H., Brozoski, T.J., Ling, L., Hughes, L.F. & Caspary, D.M. (2011)

Impact of sound exposure and aging on brain-derived neurotrophic factor and tyrosine kinase B receptor levels in dorsal cochlear nucleus 80 days following sound exposure. Neuroscience, 172, 453–459.

Weisz, N., Moratti, S., Meinzer, M., Dohrmann, K. & Elbert, T. (2005) Tinnitus perception and distress is related to abnormal spontaneous-brain activity as measured by magnetoencephalography. PLoS Med., 2e153.

Wienbruch, C., Paul, I., Weisz, N., Elbert, T. & Roberts, L.E. (2006) Frequency organization of the 40-Hz auditory steady-state response in normal hearing and in tinnitus. NeuroImage, 33, 180–194.

Yang, G., Lobarinas, E., Zhang, L., Turner, J., Stolzberg, D., Salvi, R. & Sun, W. (2007) Salicylate induced tinnitus: behavioral measures and neural activity in auditory cortex of awake rats. Hearing Res., 226, 244–253.

Yang, S., Weiner, B.D., Zhang, L.S., Cho, S.-J. & Bao, S. (2011) Homeostatic plasticity drives tinnitus perception in an animal model. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 108, 14974–14979.

Zhang, X., Yang, P., Cao, Y., Qin, L. & Sato, Y. (2011) Salicylate induced neural changes in the primary auditory cortex of awake cats. Neuroscience,172, 232–245.

XIVe Congrès de la Société Française D'Audiologie

29-30 septembre 2017

Cité Universitaire-Paris

Déficience auditive

Neuro-développement cérébral: de la conception de l'enfant à la personne âgée

Société Française d'Audiologie

www.sfaudiologie.fr

Crédit : actcom.group - Shutterstock - Fotolia - Cité universitaire

Une IRM ? Pas de problèmes.

Garantissez la tranquillité à vos patients pour les années à venir. Nos implants cochléaires* permettent de passer des examens IRM sans avoir besoin de retirer l'aimant et sans risque qu'il ne se déplace, même sans bandage autour de la tête. Pour vos patients, cela signifie pas d'intervention chirurgicale supplémentaire, pas de gêne et pas d'interruption temporaire de l'audition.

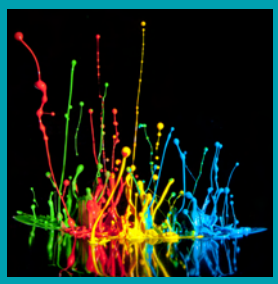
*Les utilisateurs de l'implant cochléaire SYNCHRONY peuvent passer un examen IRM en toute sécurité, sans retirer l'aimant, à 0,2, 1,0, 1,5 et 3,0 T, conformément aux conditions détaillées dans le mode d'emploi. Les implants cochléaires MED-EL (SYNCHRONY, SYNCHRONY PIN) sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPPR sous les numéros 3401188, 3434609. Ils portent le marquage CE (organisme notifié numéro 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). Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 07/2016. MED-EL, 400 avenue Roumanille, Bât. 6 – CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex

26020 r1.1

hearLIFE

medel.com

Veille Technique
Les innovations des industriels

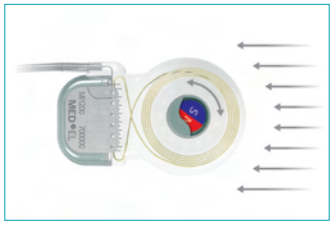


MED-EL

En synchronie avec l'audition naturelle

L'implant cochléaire SYNCHRONY, conçu pour une sécurité IRM accrue, est remboursé et inscrit à la LPPR depuis le 04 mars 2016.

Grâce à la conception unique de son aimant, l'implant SYNCHRONY est compatible avec les IRM haute résolution 3 Tesla. L'aimant est auto-alignant ; il pivote librement à l'intérieur de la capsule en titane pour s'aligner automatiquement sur le champ magnétique de l'IRM. Cela réduit considérablement l'impact des forces magnétiques sur l'implant et le risque de démagnétisation de l'aimant. Pour le patient, l'examen médical est plus confortable et il retrouve l'audition immédiatement après l'examen.



L'implant SYNCHRONY est le seul implant cochléaire aujourd'hui disponible proposant une sécurité IRM aussi grande.

Le design compact de l'implant SYNCHRONY - très petit et léger - en fait un excellent choix pour les jeunes candidats.

L'audio processeur SONNET : une audition plus naturelle grâce à des technologies avancées

L'audio processeur SONNET fait partie du système d'implant cochléaire SYNCHRONY de MED-EL. Enrichi avec la dernière génération de gestion automatique du son (ASM 2.0) et d'un double microphone, le SONNET a été développé pour offrir une audition plus naturelle aux patients, objectif cher à MED-EL.

L'audio processeur SONNET bénéficie des avancées les plus récentes en matière d'algorithme comme la réduction des bruits et du vent, le contrôle automatique du volume, et la directionnalité. Le SONNET s'adapte à l'environnement sonore, pour fournir un confort d'écoute optimal et une performance auditive accrue dans toutes les situations sonores.

Le SONNET est également disponible en version SONNET EAS (Electro Acoustic Stimulation), et compatible avec toutes les générations d'implants MED-EL depuis 1993.

Avec sa batterie rechargeable Micro, le SONNET est 9% plus petit et 24% plus léger qu'avec une solution d'alimentation sur piles.

Cela en fait aussi l'audio processeur le plus léger sur le marché des implants cochléaires (8,1 grammes) [1].

Ce poids léger, ses indicateurs lumineux programmables, sa résistance à l'eau (IP54) et son couvercle verrouillable rendent le SONNET particulièrement adapté aux jeunes enfants.

Deux types de batteries rechargeables sont proposés (Micro et Standard), afin de répondre aux différents besoins en termes de poids, de taille et d'autonomie (7h en Micro, 10h en Standard). Le chargeur peut accueillir jusqu'à 4 batteries simultanément, et se raccorde très facilement aux sources d'alimentation via un mini port USB. Le boîtier de piles Zinc-Air SONNET offre quant à lui une autonomie jusqu'à 60 heures.

Le SONNET existe en différentes couleurs et peut être personnalisé.

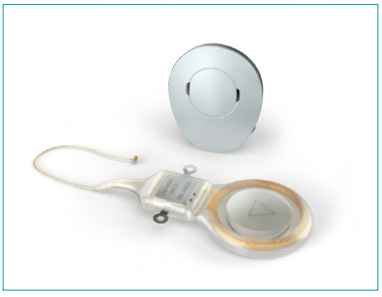
Le SONNET est également compatible avec le Mini Battery Pack (MBP), qui alimente l'audio processeur avec une batterie déportée.

1. Données d'Août 2016, selon enquête réalisée par Tom Hannon, Howard Samuels, ainsi qu'un volontaire de la Bionic Ear Association. Comparatif publié sur le site CochlearImplantHelp: "Sizes comparison with the different audio processor of the competition available on August 2016".

Avec ses 46,7mm et son poids inférieur à 6 grammes, le contour d'oreille est 17 % plus petit et 24% plus léger que le SONNET alimenté par batterie rechargeable ou Zinc-Air.

Son autonomie s'étend jusqu'à 16 heures avec le DaCapo PowerPack, et jusqu'à 37 heures avec une pile AAA. Son entrée audio standard à 3 broches permet de le connecter à un système FM ou toute autre source audio.

Le système VIBRANT SOUNDBRIDGE : vingt années d'expérience dans le domaine des implants d'oreille moyenne



La nouvelle génération du VIBRANT SOUNDBRIDGE est un système d'implant d'oreille moyenne actif pour les pertes auditives de transmission, mixtes ou neurosensorielles. Ce système comprend l'implant VORP 503 et l'audio processeur SAMBA. L'implant d'oreille moyenne VORP 503 est commercialisé dans tous les pays qui reconnaissent le marquage CE.

Le transducteur à masse flottante (Floating Mass Transducer - FMT) constitue le cœur de l'implant VORP 503. Il convertit les signaux envoyés par l'audio processeur en vibrations mécaniques, et les transmet directement vers les structures adéquates de l'oreille moyenne. Le FMT peut être positionné à l'aide de coupleurs de Vibroplasty. En fonction du type de perte auditive, le VORP 503 peut se fixer plus facilement sur les différentes structures mobiles de l'oreille moyenne, en s'adaptant aux spécificités anatomiques individuelles. Le design optimisé de l'implant permet une manipulation plus simple et offre une flexibilité accrue lors de la chirurgie.

Compatibilité conditionnelle IRM à 1.5 Tesla

Avec le VIBRANT SOUNDBRIDGE, les utilisateurs peuvent passer un examen IRM à 1.5 Tesla. Ce dispositif offre aux utilisateurs un confort sensiblement plus élevé et la possibilité de bénéficier d'examens d'imagerie lors de prochains bilans médicaux. Cet aspect est particulièrement important pour les jeunes utilisateurs de l'implant.

L'audio processeur SAMBA

Avec son design totalement novateur et primé au Reddot award, SAMBA redéfinit la norme pour les technologies d'audio processeur. Ses multiples options de connectivité via Bluetooth ou boucle magnétique sont compatibles avec les dispositifs techniques courants, et permettent aux utilisateurs de se connecter facilement aux périphériques externes tels que les smartphones.

• Une audition naturelle

La caractéristique principale du SAMBA est sa capacité à s'adapter aux préférences et aux besoins personnels des utilisateurs dans les différentes situations de la vie quotidienne.

Grâce à l'Intelligent Sound Adapter (adaptateur de son intelligent), l'audio processeur s'adapte aux différents environnements sonores : une conversation, le bruit de la rue, un concert etc…. Il mémorise également les réglages préférés de l'utilisateur. Par exemple, si celui-ci baisse régulièrement le volume dans un environnement bruyant, le SAMBA mémorise cette tendance.

Le focus est fait sur le signal utile et les bruits provenant de l'arrière ou des côtés sont bloqués. Les microphones adaptatifs et directionnels se focalisent sur le signal utile et filtrent les bruits inconfortables (vent, bruits de fond…). Cette particularité est très utile dans les environnements particulièrement bruyants.

La fonction Speech Tracking (localisation de la parole) permet à l'utilisateur d'entendre plus facilement selon l'environnement sonore. La voix est automatiquement détectée et localisée, et les microphones sont dirigés en conséquence. Par exemple, en voiture, un conducteur peut discuter avec les passagers tout en fixant la route, sans nécessairement tourner la tête vers l'interlocuteur.

Progressivement, les programmes d'écoute du SAMBA sont de plus en plus personnalisés grâce au réglage automatique, qui évite les réajustements fréquents et les nombreuses visites chez l'audioprothésiste. Il existe cinq programmes correspondants à des situations sonores spécifiques, chacun disposant de ses propres réglages individuels. Le dispositif passe ainsi d'une situation sonore à une autre, en appuyant simplement sur le bouton de réglage du SAMBA.

• Une connexion sans fil ouverte au monde

En complément d'un traitement du signal axé sur l'utilisateur, l'audio processeur SAMBA peut également être connecté à une variété d'appareils externes via Bluetooth ou boucle magnétique. Les signaux des smartphones, lecteurs MP3, systèmes FM et autres dispositifs d'aide à l'écoute sont transmis à l'audio processeur sans perte de qualité.

À propos de MED-EL

Basé à Innsbruck, MED-EL Medical Electronics est l'un des leaders en matière de technologie des systèmes d'implants auditifs. La société familiale fait partie des pionniers du secteur. Les deux scientifiques autrichiens, le Dr Ingeborg et le Prof Erwin Hochmair, ont développé le premier implant cochléaire micro-électronique et multicanaux du monde en 1977. L'implant cochléaire était et continue à être le premier remplacement d'un sens humain : l'ouïe. En 1990, ils ont posé les fondations pour la croissance réussie de la société quand ils ont embauché leurs premiers salariés. MED-EL emploie désormais plus de 1,600 personnes à travers le monde.

Aujourd'hui, MED-EL offre la plus large gamme de solutions implantables au monde, pour traiter les degrés variables de la surdité : systèmes d'implant cochléaire et d'implant d'oreille moyenne, système d'implant auditif EAS (Stimulation Electric Acoustic), implants du Tronc Cérébral ainsi que le premier implant actif à conduction osseuse au monde (le BONEBRIDGE). Dans une centaine de pays, des personnes peuvent bénéficier des produits MED-EL.

Oticon

Quelques semaines après son lancement, Opn d'Oticon suscite déjà des témoignages particulièrement positifs !

Pourquoi Opn est-il si différent des autres aides auditives ?

Opn, la nouvelle aide auditive Oticon constitue une révolution dans le monde de l'audioprothèse car elle permet aujourd'hui aux audioprothésistes de pouvoir répondre à la principale exigence de leurs patients, à savoir **être capable de comprendre et participer à des conversations en milieu bruyant**.

Nous allons ici vous présenter l'innovation technologique qui permet cela, à savoir l'Open Sound Navigator (**OSN**) pour ensuite vous démontrer, à travers les études cliniques qui ont été menées, le bienfait que cette technologie apporte aux malentendants. On notera qu'il s'agit ici d'une description simplifiée de l'algorithme mis au point par Oticon.

Auparavant, pour accroitre l'intelligibilité des malentendants appareillés en milieu bruyant, Oticon (tout comme les autres fabricants) utilisait de la directivité. Avec l'OSN, ce concept devient tout simplement dépassé : on ne parle plus de directivité car tout simplement nous n'en avons plus besoin ! OSN permet de faire ressortir la parole d'un environnement bruyant pour en accroitre son intelligibilité, et ceci sans que la localisation de la source de parole ne joue un rôle. Un malentendant appareillé avec Opn n'a plus besoin d'être face à son interlocuteur pour suivre une conversation. Et contrairement à la directivité, OSN ne met pas en évidence une seule source de parole, mais bien toutes les sources de parole qui se trouvent autour du malentendant. Ainsi un malentendant appareillé avec Opn sera beaucoup plus à l'aise dans les situations dites « complexes », c'est-à-dire lorsqu'il y a plusieurs conversations qui se jouent en même temps. Ce n'est plus l'orientation de sa tête qui définit ce qu'il doit entendre, mais bien le patient lui-même qui choisit la conversation qu'il souhaite suivre, tout comme un normo entendant le fait.

Comment est-il possible de se passer de la directivité ?

Oticon a mis au point une nouvelle plateforme : Velox. Celle-ci dispose d'une vitesse et d'une puissance de calcul hors norme (50 fois plus rapide que la précédente plateforme d'Oticon et plus de 1,2 milliard d'opérations par seconde), et c'est grâce à elle que la technologie Open Sound Navigator est rendue possible.

Comment fonctionne l'OSN ?

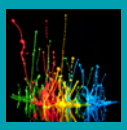
OSN fonctionne en 3 temps. On note que ces 3 temps sont quasi instantanés lors du traitement, ils sont ici présentés pour vous faciliter la compréhension de l'algorithme de l'OSN.

Tout d'abord nous avons une **phase d'Analyse**, on peut l'imaginer comme un scanner d'environnement. Grâce aux deux microphones de l'aide auditive, l'algorithme va récolter les informations acoustiques de l'environnement à 360°, il va être capable de déterminer 500 fois par seconde où sont les sources sonores et si ces sources sont de la parole ou non, s'il s'agit d'un signal de parole intelligible ou non.

Dans un second temps, l'algorithme va pratiquer **une phase de « Balance ».** Il s'agit alors d'équilibrer les sons récoltés lors de l'Analyse en fonction de leur contenu. Plus exactement, la Balance va permettre d'améliorer le Rapport Signal sur Bruit (RSB), pour ainsi contribuer à l'émergence des signaux de parole.

Dans un troisième temps, l'algorithme va encore contribuer à l'émergence des signaux de parole en pratiquant ce qu'Oticon a appelé la **phase de Débruitage**. Il s'agit ici de réduire toutes les sources de bruit gênants l'intelligibilité, et cela peu importe la direction d'où vient le bruit. Que le bruit soit localisé entre des sources de parole ou que le bruit provienne de la même direction que la source de parole, la vitesse de l'algorithme permet d'atténuer son effet néfaste sur l'intelligibilité. En quelque sorte, la phase de Débruitage permet de nettoyer le signal des bruits perturbants avant qu'il ne soit retransmis à l'oreille de l'utilisateur.

Grâce à la puissance de la puce Velox, l'OSN réalise ces 3 phases 500 fois par seconde, garantissant à l'utilisateur une **fluidité avec son environnement sonore** - assurant ainsi une haute-fidélité du son transmis par l'aide auditive.



Est-on sûr que cet algorithme est meilleur que de la directivité pour les utilisateurs ?

Pour s'assurer du bien-fondé de cette nouvelle technologie pour les utilisateurs d'aides auditives, ses concepteurs ont souhaité réaliser 3 études. Ils ont mis en place des protocoles cliniques traditionnels tels que les tests de parole dans le bruit, mais aussi des protocoles encore jamais vus dans le secteur de l'audioprothèse. Ils se sont intéressés à l'influence de l'appareillage auditif sur l'effort cognitif que l'on fournit lorsque l'on prête attention à un discours, et à l'influence de l'appareillage auditif sur notre capacité à se remémorer, se souvenir des conversations.

L'étude sur l'intelligibilité en milieu bruyant a été réalisée à l'aide d'un Speech Shaped Noise (SSN) et des listes de phrases d'Hagerman. Elle montre que les participants peuvent gérer 2dB de bruit en plus avec Opn par rapport à Alta 2 pro, ce qui correspond à environ 30 % d'augmentation de la compréhension. (Hagerman, 1982)

L'étude sur l'effort cognitif dans la reconnaissance vocale, a été réalisée en mesurant la dilatation de la pupille du participant. La pupillométrie est une méthode couramment utilisée pour évaluer les efforts nécessaires à l'exécution d'une tâche, comme la reconnaissance de la parole dans un bruit de fond (voir, par exemple, Kramer et coll. 1997). L'effet de la réduction de bruit sur l'effort cognitif a été évalué chez des sujets équipés de leurs propres appareils auditifs avec leur réduction de bruit respective. L'apport de la réduction de bruit a été mesuré également sur Alta Pro 2 et Opn (Opn utilise le nouvel algorithme OSN pour la réduction de bruit, Alta 2 pro utilise un système de directivité plus conventionnel). Un panel représentatif de vingt-quatre malentendants avec une moyenne d'âge de 59 ans (allant de 35 à 80 ans) a été réuni. Les sujets avaient une surdité neurosensorielle symétrique légère à moyenne-sévère. Les sujets devaient écouter les phrases HINT dans un milieu bruyant et à les répéter une par une. Deux listes de tests étaient présentées, une pour chaque type d'aide auditive contenant 25 épreuves chacune. Le bruit se composait d'un brouhaha sur 4 hauts parleurs placés dans une configuration spatiale à +/-90° et +/-150° et d'un signal de parole non modulé (SSN).

Le Rapport Signal Bruit global était de -4 dB entre la parole et les 4 haut-parleurs. La dilatation de la pupille a été enregistrée au cours de l'exercice de reconnaissance vocale avec un système de suivi oculaire. Les résultats montrent **une réduction moyenne du pic de dilatation de la pupille de 26 % au cours du test d'intelligibilité dans le bruit lorsque Opn est utilisé**, comparé à Alta 2 pro, ce qui indique une réduction de l'effort cognitif (Zekveld et coll. 2010, 2011 et Koelewijn, 2014).

La troisième étude visait à **mesurer le bénéfice cognitif** (en termes de performance de remémoration) de l'algorithme OSN implémenté dans les aides auditives Opn. En outre, cette étude visait à comparer le bénéfice cognitif avec des rapports signal-bruit (S/B) prédisant 95 % et 70 % d'intelligibilité dans le bruit. Vingt-six utilisateurs expérimentés d'aides auditives âgés de 38 à 69 ans avec une perte auditive neurosensorielle symétrique de 37 à 66 dB HL ont été testés. Les tests de mémorisation, sont ceux du Sentence-final Word Identification and Recall (SWIR, Ng et coll. 2013, 2015) La tâche consistait à 1) répéter le dernier mot de 7 phrases, après les avoir toutes entendues, 2) rapporter dans un ordre quelconque, tous les derniers mots d'une liste. Toutes les phrases, constitués d'un sous-ensemble de phrases du HINT, ont été présentées dans en brouhaha sur 4 enceintes. Les niveaux sonores ont été individualisés pour optimiser l'équilibre dans l'effort d'écoute entre les sujets. Le niveau de bruit était fixé à 70 dB SPL (C). Des stimuli de parole ont été présentés avec un RSB de 4,0 dB et un RSB de 1,8 dB, ce qui correspond à une prédiction d'intelligibilité moyenne de 95 % et de 70 % dans un brouhaha émis par les 4 haut-parleurs. Deux conditions de traitement du signal étaient utilisées, OSN OFF et OSN ON. Cette étude démontre que l'algorithme OSN libère des ressources cognitives et **améliore significativement la remémoration pour la perception de la parole dans le bruit (+20% de mémorisation en plus).** Lorsque la situation d'écoute devient difficile, l'OSN facilite l'encodage des mots dans la mémoire à long terme, respectant l'aspect fondamental de la compréhension de la parole dans des conditions défavorables.

En conclusion

Ces résultats montrent que la nouvelle technologie utilisée dans l'aide auditive Opn d'Oticon est une véritable technologie BrainHearing. Celle-ci améliore, non seulement la compréhension de la parole, mais elle réduit également l'effort exigé pour comprendre la parole. La réduction de cet effort signifie que les ressources cognitives sont libérées et peuvent être utilisées pour d'autres tâches cognitives comme la remémoration des conversations.

Opn s'appuie bien évidemment sur de nombreuses autres fonctionnalités qui renforcent fortement ses performances. Mais ce qui compte avant tout, ce sont les nombreuses adaptations d'ores et déjà effectuées avec succès, que ce soit en renouvellement d'appareils ou en primo appareillage : Opn est une solution auditive qui permet une habituation rapide, simple et naturelle, tout en délivrant une qualité sonore à la hauteur de ses promesses.

Sources

White paper 2016 OpenSound Navigator :
Nicolas Le Goff, Ph.D., Senior Research Audiologist, Oticon A/S
Jesper Jensen, Ph.D., Senior Scientist, Oticon A/S; Professor, Aalborg University
Michael Syskind Pedersen, Ph.D., Lead Developer, Oticon A/S
Susanna Løve Callaway, Au.D., Clinical Research ch Audiologist, Oticon A/S

White paper 2016 Opn Clinical Evidence :
Nicolas Le Goff, Ph.D., Senior Research Audiologist, Oticon A/S
Dorothea Wendt, Ph.D., Scientist, Eriksholm Research center
Thomas Lunner, Ph.D., Senior Scientst, Eriksholm Research center
Elaine Ng, Ph.D., Postdoctoral Fellow, Linkoping University

Pour en savoir plus :
www.myoticon.fr - www.oticon.fr
Tél. : 01.41.88.01.50

Lancement de l'aide auditive Phonak Audéo™ B équipé du nouveau système AutoSense OS™

Une technologie innovante qui permet d'entendre sans effort • Détecte l'environnement sonore de vos patients en temps réel • Associe de multiples fonctions pour créer plus de 200 réglages distincts • Ajuste les appareils auditifs en toute fluidité

Ainsi, vos patients bénéficient de performances auditives remarquables...
partout où la vie les entraîne.

www.phonakpro.fr

PHONAK
life is on

Une marque Sonova

Phonak

La solution auditive rechargeable Phonak

Introduction

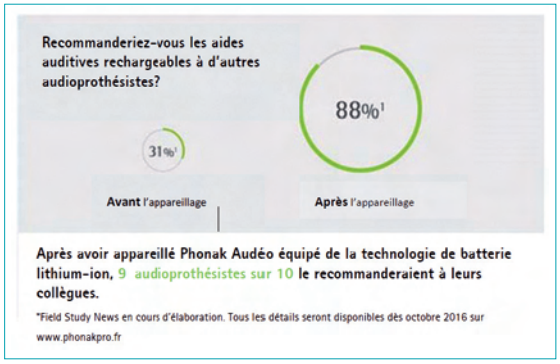
La technologie rechargeable fait désormais partie de notre quotidien et elle est utilisée dans de nombreux appareils électroniques en raison de son côté pratique et fiable. Les aides auditives rechargeables sont disponibles depuis des années, mais ces solutions présentent plusieurs inconvénients, notamment une durée de vie de pile trop courte et des durées de recharge trop longues. C'est pour ces raisons qu'elles n'avaient pas réussi à percer sur le marché. La nouvelle aide auditive à écouteur dans le conduit (RIC) rechargeable Phonak, fonctionnant avec une batterie Lithium-ion, est la première du genre à proposer 24 heures d'audition, dont 80 minutes de diffusion multimédia, avec une seule charge. De plus, il s'agit de l'aide auditive avec la charge la plus rapide (une pile vide est complètement rechargée en 3 heures) et la durée d'utilisation la plus longue.

Lors de la conception du produit, il était important d'imaginer un produit simple d'utilisation. Cette solution a été conçue pour simplifier la vie des patients et leur éviter les inconvénients de piles jetables, petites et difficiles à utiliser. En intégrant la batterie dans le boîtier, il n'est plus nécessaire d'avoir un compartiment pile. De plus, le bouton-poussoir avec témoin lumineux LED permet aux patients de voir à tout moment l'état de la batterie dans l'aide auditive.

Un essai pratique de pré-lancement a été réalisé pour évaluer la satisfaction des patients concernant la durée de vie de la batterie, la durée de recharge, la simplicité d'utilisation et le design des aides auditives et du chargeur.

Les résultats initiaux montrent que les perceptions ont considérablement changé.

Après avoir participé à l'étude et gagné de l'expérience clinique avec les aides auditives rechargeables Phonak, 88% des audioprothésistes ont déclaré qu'ils recommanderaient une aide auditive Phonak rechargeable à leurs collègues, par rapport à 31% des audioprothésistes ayant essayé les autres solutions auditives rechargeables.



Méthodologie

L'objectif de l'essai pratique de pré-lancement était d'évaluer et de justifier les allégations concernant la durée de vie de la batterie, la satisfaction liée à la durée de vie de recharge, à la manipulation de la batterie et au design des aides auditives rechargeables et du chargeur Phonak.

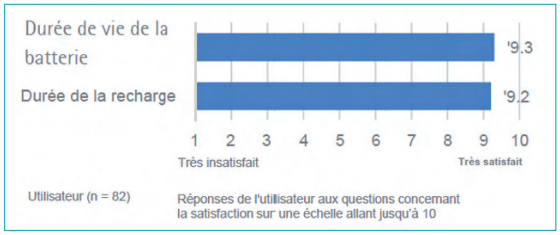
Cet essai pratique, organisé en France et aux Etats-Unis depuis 4 mois, a impliqué 45 centres d'aides auditives et plus de 700 aides auditives sur une période de 12 semaines. Au cours de cette période, les audioprothésistes participants ont rempli trois enquêtes en ligne. La première a été réalisée avant l'appareillage et la vente des aides auditives. La deuxième a permis d'effectuer le suivi 5 semaines plus tard et, enfin, la troisième a eu lieu à la fin de l'essai pratique. Pendant cette période, les audioprothésistes ont proposé aux patients la possibilité d'acheter la nouvelle solution rechargeable de Phonak (disponible dans la gamme Premium uniquement). Les patients ayant acheté cette technologie ont reçu un questionnaire à remplir une semaine après l'appareillage, puis 11 semaines plus tard. Cet article montre les résultats des deux premières enquêtes effectuées auprès des audioprothésistes en France et aux Etats-Unis et le premier questionnaire des utilisateurs d'aides auditives après une semaine d'essai en France uniquement. Les données finales des enquêtes effectuées auprès des audioprothésistes et des utilisateurs des Etats-Unis n'étaient pas disponibles au moment où le présent rapport a été rédigé et seront incluses dans une prochaine publication.

Résultats

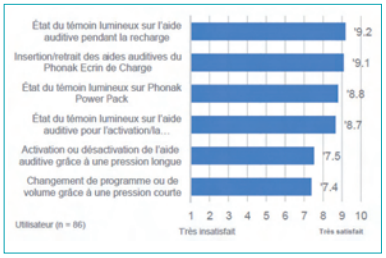
Un indice de référence essentiel pour le marché des aides auditives, en terme de technologie rechargeable, est que la batterie doive tenir 24 heures* avec une durée de recharge rapide. Il était impératif que la solution rechargeable de Phonak dure un jour entier et soit rapide à recharger. Les résultats ont montré que le temps d'utilisation des aides auditives indiqué par le patient était de 12 heures par jour en moyenne, avec un maximum de 18 heures. Les accessoires sans fil Phonak ont été utilisés sur une gamme de durée d'utilisation large, variant de 0 à 5 heures par jour, avec une moyenne de 1.6 heure. Cette durée d'utilisation n'a pas eu d'incidence sur la durée de vie de la batterie des aides auditives.

En fait, 9 patients sur 10 ont déclaré être satisfaits de la durée de vie de la batterie et de sa durée de recharge. Cette satisfaction est restée constante tout au long de l'essai. Même les utilisateurs d'aides auditives ayant fait usage des accessoires sans fil jusqu'à 5 heures par jour, ont fait état d'un impressionnant taux de satisfaction de 88%. Les audioprothésistes ont déclaré être très confiants concernant la durée de vie de la batterie, qui répond bien aux besoins d'utilisation de leurs patients. Ces résultats ont indiqué que la satisfaction concernant la durée de vie de la batterie faisait partie des facteurs qui incitaient à l'augmentation de la recommandation par les audioprothésistes.

Lors de l'enquête concernant la satisfaction liée à la manipulation des aides auditives, les résultats du questionnaire ont montré que la majorité des utilisateurs expérimentés ont déclaré que les aides



auditives rechargeables Phonak étaient plus simples d'utilisation que les précédentes aides auditives non rechargeables. Le questionnaire avait également pour but de recueillir des données concernant la satisfaction liée aux points suivants : l'état du témoin lumineux de l'aide auditive pendant la charge, l'insertion/le retrait des aides auditives de l'écrin de charge et l'état du témoin lumineux sur le bloc d'alimentation Power Pack et sur les aides auditives. Les résultats sont indiqués ci-dessous et montrent un niveau de satisfaction élevé.



L'intégration de la batterie lithium-ion a permis de concevoir une aide auditive RIC compacte, à peine plus longue que le modèle avec pile jetable de taille 312.

En terme de satisfaction concernant le design des aides auditives et des chargeurs, les utilisateurs expérimentés ont déclaré que les avantages considérables de la technologie rechargeable sont plus importants que les différences de taille qu'ils ont pu observer par rapport aux aides auditives qu'ils ont l'habitude de porter. Les résultats ont également montré une grande satisfaction liée au design des chargeurs, le Phonak Ecrin de Charge étant de loin le préféré car il propose également une option de bloc d'alimentation avec le Power Pack pour une recharge en déplacement.

Conclusion

Ces résultats fournissent des preuves supplémentaires qui complètent les résultats internes obtenus lors de la validation. Ils montrent les nombreux avantages que les aides auditives Phonak offrent, notamment la satisfaction liée à la durée de vie de la batterie et la durée de chargement, la manipulation, le design, ainsi qu'un niveau de confiance élevé parmi les audioprothésistes, qui recommanderaient volontiers cette technologie à leurs collègues. La réussite de ce pré-lancement a mis en avant les multiples avantages d'un essai pratique pour ce qui est d'obtenir les avis des audioprothésistes et des utilisateurs d'aides auditives lors de la présentation d'une solution innovante telle que les aides auditives rechargeables.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr/etudes :

-Phonak Field Study News | La solution auditive rechargeable Phonak (Juin 2016)

Signia - Solutions Auditives Siemens

Thérapie d'Inhibition Latérale Nouvelle thérapie anti-acouphènes

Introduction

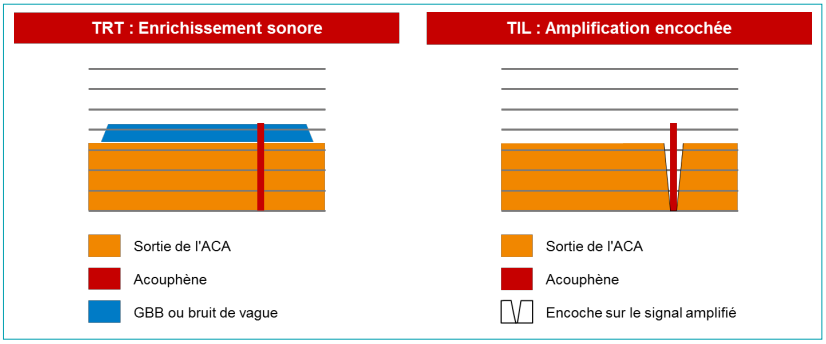
De nombreux patients ayant une perte auditive souffrent également d'acouphènes, et diverses thérapies sont utilisées pour réduire les symptômes et soulager les patients. Bien qu'il y aient plusieurs manifestations possibles d'acouphène, l'une des plus fréquentes est l'acouphène tonal c'est-à-dire pouvant être assimilé à un ou plusieurs sons purs.

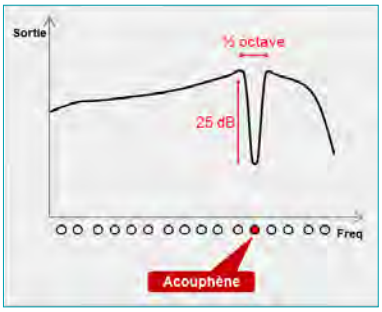
Pour ces types d'acouphènes subjectifs, la recherche scientifique des dernières années a montré qu'une stimulation acoustique encochée à la fréquence de l'acouphène pouvait être une thérapie très efficace. [1] [2] Signia - Solutions auditives Siemens propose cette innovation mondiale en avant première !

Principe

La mise en œuvre de la Thérapie d'Inhibition Latérale, ou TIL, disponible pour les aides auditives à partir de la génération primax, se fait en appliquant une encoche étroite sur la courbe de réponse de l'appareil. Cette encoche de 25 dB de profondeur et d'une demi-octave de largeur est positionnée sur la fréquence de l'acouphène et crée une forte augmentation du contraste dans l'activité des neurones de cette zone. Ce fort contraste provoque un effondrement de l'activité des neurones responsables de l'acouphène par un phénomène appelé Inhibition Latérale.

Illustration





Bénéfice

Cette Thérapie d'Inhibition Latérale (TIL) apporte au patient une réduction de la perception de l'acouphène, voire une suppression totale ou partielle, permanente ou non. La recherche récente sur cette thérapie montre que cette approche est particulièrement bénéfique pour les patients souffrant d'acouphènes sévères. [3]

Durée

Pour une efficacité maximale, il est recommandé d'utiliser cette nouvelle thérapie sur tous les programmes d'écoute afin que le patient en bénéficie toute la journée. Bien que certains patients aient eu des améliorations notables dès 3 semaines de port, il est plus commun d'obtenir des bénéfices significatifs au bout de 6 semaines à 3 mois.

Candidature

Les patients candidats à la TIL devront avoir un acouphène tonal ou en bande étroite (sifflements, sonneries ou bourdonnements) et une perte appareillable avec un gain d'au moins 10 dB au bord inférieur de l'encoche. La TIL et la TRT étant basées sur des paradigmes opposés, elles ne peuvent être proposées en même temps au patient. Si le patient est candidat à la TIL, l'essayer de prime abord et si les résultats à 3 mois ne sont pas convaincants, basculer sur une prise en charge par TRT. Dans ce cas, une variété de signaux de thérapie, stationnaires ou modulés, est disponible dans les aides auditives primax.

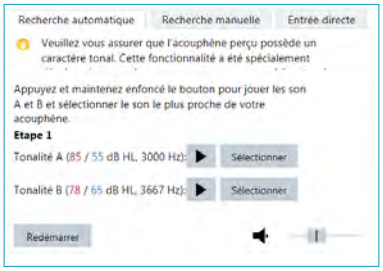
Utilisation sous Connexx

Ouvrez l'onglet Amplification encochée dans la page Acouphène de Connexx. L'adaptation de la thérapie TIL se fait en trois étapes : la recherche de la fréquence de l'acouphène, puis le test de confusion d'octave et enfin l'activation de l'encoche.

1. Recherche de la fréquence de l'acouphène

Cette recherche se fait par la méthode de comparaison, soit de façon guidée par paires soit de façon manuelle. Nous conseillons la méthode guidée, plus rapide. Cependant si la fréquence de l'acouphène est déjà connue, il est aussi possible de l'entrer manuellement.

Recherche guidée



La recherche guidée est le choix par défaut. Fréquences et intensités de la première paire de sons sont sélectionnées automatiquement par le préréglage en

1. Pantev, C., Okamoto, H., & Teismann, H. (2012). Music-induced cortical plasticity and lateral inhibition in the human auditory cortex as foundations for tonal Tinnitus treatment. Frontiers in Systems. Neuroscience, 6. DOI: 10.3389/fnsys.2012.00050.
2. Strauss, D., Corona-Strauss, F., Seidler, H., Haab. L., & Hannemann, R. (2016), Notched environmental sounds: A new hearing aid-supported tinnitus treatment evaluated in 20 patients.Clinical Otolaryngology. DOI: 10.1111/coa.12575.
3. Haab, L., Lehser, C., Corona-Strauss, F., Bernarding, C., Seidler, H., Strauss, D., Hannemann, R. (2016). Six-Month Evaluation of a Hearing Aid Supported Tinnitus Treatment Using Notched Environmental Sounds. In submission.

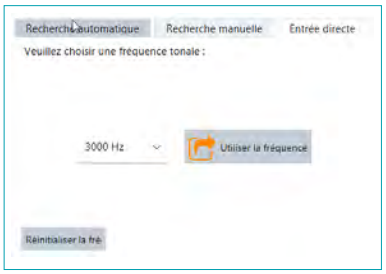
fonction de la perte auditive. Par défaut le son est envoyé en binaural quand la perte est binaurale, mais vous pouvez choisir une oreille.Faites écouter les deux sons et sélectionnez le plus proche de l'acouphène. La paire suivante est automatiquement proposée. Après quelques itérations, la fréquence de l'acouphène tonal est automatiquement sélectionnée.

Recherche manuelle

Avec la recherche manuelle vous avez la possibilité de choisir la fréquence du son que vous ferez comparer par le patient à la fréquence de son acouphène. Ainsi de proche en proche vous pourrez déterminer facilement la fréquence de l'acouphène. Vous pouvez choisir une précision fréquentielle au tiers ou au sixième d'octave.

Une fois la fréquence déterminée, cliquez sur le bouton Utiliser la fréquence.

Entrée directe

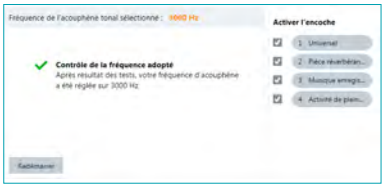


Si vous avez déjà déterminé la fréquence de l'acouphène par une acouphénométrie, vous pourrez sélectionner la valeur directement avec une précision du sixième d'octave. Une fois la fréquence choisie, cliquez sur le bouton Utiliser la fréquence.

2. Test de confusion d'octave

Quand a été sélectionnée la fréquence de l'acouphène tonal, il faut vérifier qu'il n'y aitpas eu de confusion d'octave. En effet il n'est pas rare, sauf chez les musiciens, qu'unson à une fréquence soit confondu avec un autre son d'une fréquence supérieure ou inférieure d'une octave. Faites entendre au patient les différents sons pour lui faire confirmer son choix.

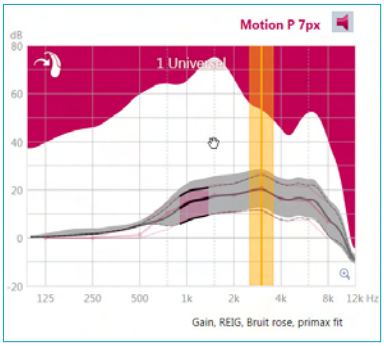
3. Activation de l'encoche



Quand la fréquence de l'acouphène a été confirmée, vous pouvez cocher les casespour activer l'encoche sur les programmes disponibles. Cochez toutes les cases des programmes microphoniques pour que le patient puisse bénéficier de sa thérapie d'inhibition latérale tout au long de la journée.

La TIL n'est pas disponible pour les programmes bobine, entrée audio et CROS/BiCROS.

Visualisation de la TIL



Quand une encoche est appliquée dans un programme d'écoute vous pouvez visualiser cette activation dans l'affichage des courbes. Un surlignage jaune est apposé à la fréquence de l'encoche sur les courbes de gain et de niveau de sortie.

Starkey

Muse

Un nouveau modèle pour séduire

Le BTE 13, dernier-né de la gamme Muse bénéficie d'un design discret et élancé dans la ligne directe des RIC et BTE 312. Il est doté d'une pile 13 malgré sa petite taille, d'un nouveau cachemicro,d'un commutateur de type « Rocker switch », très facile à manipulerpar l'utilisateur pour un réglage aisé du volume et des programmes. Afin de répondre aux besoins les plus spécifiques, il est aussi muni d'une bobine téléphonique.

Ses performances techniques lui permettent de fournir un gain de 70 dB au 2cc.

Il bénéficie de toutes les fonctions qui font le succès de Muse telles que :

- la technologie quadri-core double compression permettant une puissance de traitement cinq fois supérieure à celle des précédentes plateformes,
- le traitement de signal pouvant aller jusqu'à 24 canaux,
- une plage dynamique étendue de 110 dB,

- une gestion plus efficace des données garantissant des performances fiables et constantes dans les environnements complexes,
- le streaming téléphone ear-to-ear, pour une compréhension plus facile que jamais,
- le programme Musique permettant de traiter séparément la parole et la musique, pour améliorer la manière dont les patients écoutent de la musique,
- la technologie Tinnitus Multiflex, solution anti-acouphènes pensée pour garantir personnalisation et souplesse.

Le nouveau BTE 13 est compatible avec la gamme complète d'accessoires sans-fil SurfLink et également en solution Cros/BiCros pour répondre aux besoins spécifiques de patients atteints de surdité unilatérale. Il est disponible dans tous les segments technologiques et dans toutes les couleurs standard.

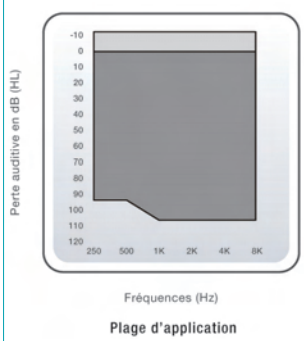
2 nouveaux segments technologiques

La gamme Muse est désormais disponible en entrée de gamme avec 2 nouveaux segments en sans-fil i1200 et i1000 dans tous les modèles et en filaire 1200/1000 dans les modèles intra-auriculaires CIC, CC et CE.

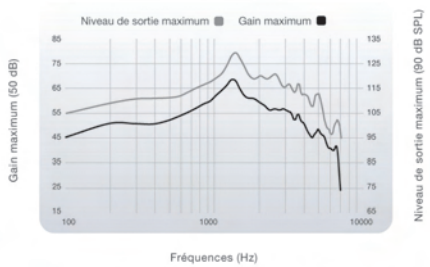
Ces nouveaux modèles économiques bénéficient de la technologie avancée de Muse offrant une combinaison parfaite entre simplicité d'utilisation et performances recherchées dans une aide auditive. Les patients peuvent maintenant bénéficier des solutions auditives sans-fil et filaire Muse, quel que soit leur budget.

Ce nouveau contour, comme le reste de la gamme, offre à l'utilisateur une précision sans égale en matière d'audibilité tout en optimisant la qualité sonore pour un plaisir d'écoute extrême.

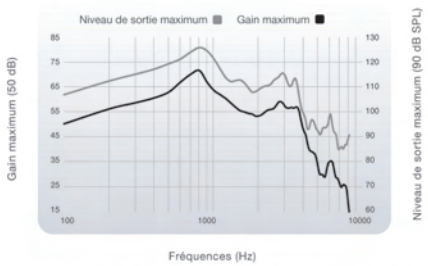
Pour en savoir plus, visitez www.starkeyfrancepro.com.



Plage d'application



Courbes de Niveau de sortie maximum (gris) et Gain maximum (noir) matrix 130/70 en configuration standard du BTE 13 Muse.

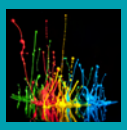


Courbes de Niveau de sortie maximum (gris) et Gain maximum (noir) matrix 122/68 en configuration tube fin du BTE 13 Muse.

TABLEAU DES FONCTIONS AVANCÉES DE LA GAMME MUSE

Fonctions	Premium i2400 /2400	Avancé i2000/2000	Standard i1600/1600	Basique i1200/1200	Économique i1000/1000
Versions	*Sans-fil/ Filaire en Intras*	*Sans-fil/ Filaire en Intras*	*Sans-fil/ Filaire en Intras*	*Sans-fil/ Filaire en Intras*	*Sans-fil/ Filaire en Intras*
Plate-forme Synergy	●	●	●	●	●
Précision des réglages Canaux | Bandes	24	20	16	12	10
Largeur de bande Elargie 10 kHz	●	●	●	●	●
Système d'exploitation Acuity OS	●	●	●	●	●
Technologie sans-fil 900 MHz* 900sync	●	●	●	●	●
Streaming sans-fil* Streaming Spatial	●	●	●	●	●
Compression Acuity Speech Optimization	●	◗	◗	◗	◗
Optimisation de la musique Music Enhancement	●	●	●		
Programme Musique	●	●	●		
Adaptation de la musique	2 3 4	2			
Adaptation de la musique E2E	●	◗	◗		
Technologie Ear-to-Ear Acuity Binaural Imaging	●	◗	◗		
Gestion des bruits de vent E2E	2 3 4	2			
Adaptation bruits mécaniques E2E	2 3 4	2			
Directionnalité E2E	●	●	●		
*Streaming téléphone E2E**	●	●	●		
Environnements sonores Acuity Lifescape Analyzer	●	●	●	◐	◐
Musique	2 3 4	2			
Paroles	2 3 4	2			
Paroles dans le bruit	2 3 4	2			
Bruits mécaniques	2 3 4	2			
Vent	2 3 4	2			
Bruit	2 3 4	2			
Calme	2 3 4	2			
Directionnalité Acuity Directionality	●	◗	◗	◐	◐
Canaux	24	20	16	12	10
Dynamique	●	◗	◗	◗	◗
Directionnel	●	◗	◗	◗	◗
Adaptatif	●	◗	◗	◗	
Réduction du bruit Acuity Voice	◐	◑	◑	◑	◑
Niveau de réduction du bruit	2 3 4	2			
Annulateur de larsen WhistleFree Feedback Cancellation	●	●	●	●	●
Duplication fréquentielle Speech Shift	●	●	●	●	●
Technologie anti-acouphènes Technologie Tinnitus Multiflex	●	●	●	●	●
Compatibilité Accessoires sans-fil* Accessoires SurfLink	●	●	●	●	●

*Disponibles uniquement en version sans-fil



Widex

Qualité sonore des technologies de diffusion sans fil des aides auditives

Recherche I Août 2016 Hearing Review

L'industrie de l'audition peut appliquer certains tests audio aux aides auditives. Voici comment.

Par Jesper Ramsgaard

Jesper Ramsgaard est spécialiste en Affaires audiologiques chez Widex A/S à Lynge, au Danemark.

Toute correspondance peut être adressée à Jesper Ramsgaard sur : jram@nullwidex.com

Citation originale pour cet article : Ramsgaard J. Sound Quality in Hearing Aid Wireless Streaming Technologies. Hearing Review. 2016;23(8):24.

Il ne fait aucun doute que les utilisateurs d'aides auditives rencontreront de plus en plus de sons transmis sans fil (émetteur-récepteur). Au fur et à mesure que ces technologies se développent dans les appareils, des nouveaux problèmes apparaissent vis-à-vis de la qualité du son transmis. Jusqu'à présent, la mesure de la qualité sonore perçue entre les différents moyens de transmission sans fil des aides auditives a suscité peu d'intérêt. Néanmoins, comme le montre cet article, il existe diverses méthodes empruntées à l'industrie audio qui permettent d'obtenir des résultats de qualité dans l'industrie de l'audition et qui offrent des choix technologiques optimaux aux utilisateurs.

Depuis plusieurs décennies, la diffusion sans fil constitue une caractéristique importante des aides auditives. Des solutions bien connues, allant de la bobine téléphonique aux technologies 2,4 GHz plus récentes constituent une partie intégrante de l'utilisation des aides auditives et offrent un soutien au quotidien, par exemple, pour recevoir un appel téléphonique, pour suivre des cours ou pour écouter un flux audio provenant d'une télévision ou d'appareils mobiles. Comme la technologie sans fil fait à présent partie intégrante de la performance des aides auditives, il devient utile d'étudier dans quelle mesure ces appareils et technologies répondent à l'attente des utilisateurs en matière de qualité sonore. Un appareil sans fil n'a pas forcément les mêmes caractéristiques de transmission qu'un autre système sans fil, et il faut s'attendre à des différences de qualité sonore.

L'envoi d'un flux audio sans fil ne va pas sans certaines difficultés ; on fait appel à diverses technologies pour solutionner les problèmes rencontrés, tels que l'utilisation de piles, le retard émission-réception, la compensation des défauts, le codage audio, ce qui entraîne des différences de qualité sonore. Néanmoins, comme avec tous les produits audio axés sur les consommateurs, en fin de compte, ce qui importe, c'est la manière dont l'utilisateur final perçoit la qualité sonore.

Cet article présente le concept de qualité sonore perçue dans la diffusion sans fil et suggère un certain nombre de méthodes pour mesurer cela de manière stable et constante.

Qualité sonore

Les technologies sans fil peuvent dégrader la qualité perçue des signaux sonores. Ceci est dû aux compromis réalisés dans cette technologie comme par exemple l'utilisation des piles, le débit binaire, la plage de l'appareil, la vitesse de transmission, la capacité de stockage, etc. Afin que la qualité sonore soit optimale, la diffusion vers les aides auditives dans la bande des 2,4 GHz a lieu avec un débit binaire d'environ 64 kilobits par seconde (kbit/s.). Par opposition, la qualité sonore d'un disque compact (CD) requiert environ 1 411 kbit/s. pour un signal stéréo. Cette diminution importante du débit, nécessaires à cause des limites inhérentes à la technique, est rendue possible grâce à diverses technologies de codage audio qui permettent la réduction du débit binaire, avec toutefois pour conséquence un signal audio (hautement comprimé) qui ne donne pas entière satisfaction.

Quelle que soit l'exécution technique spécifique, la dégradation de la qualité sonore peut entraîner une limitation de la bande passante, des artefacts de distorsion, des défauts du signal[1], tous aspects importants de la qualité sonore globale perçue. Cela signifie que les utilisateurs d'aides auditives font face à une diminution de la qualité sonore pendant la transmission ; pourtant cette technologie serait censée accroître l'ergonomie des aides auditives et la satisfaction globale, et s'intégrer parfaitement avec des appareils externes.

Au cours d'une étude technique préliminaire se basant sur des appareils commercialisés, nous avons trouvé des difficultés évidentes au niveau de la qualité sonore de la diffusion. Le Tableau 1 présente les artefacts et les problèmes potentiels de qualité sonore rencontrés par les utilisateurs avec les solutions de diffusion actuelles (spécifiques à la bande des 2,4 GHz).

Cette liste peut être utilisée comme outil de dialogue lors de la consultation avec des utilisateurs rencontrant des problèmes de qualité sonore, ou comme introduction à « ce qu'il est bon d'écouter » lors de l'évaluation d'appareils disponibles.

Dans le Tableau 1, on peut noter que tous les utilisateurs ne sont pas sensibles de la même manière aux artefacts introduits dans le processus de codage audio.[2] Cela signifie que nous ne pouvons pas supposer qu'un auditeur remarquera les mêmes artefacts qu'un autre. Il est donc difficile de généraliser à propos de la qualité sonore sans appliquer d'autres mesures.

Artefact/attribute	Description
Inherent noise	Continuous hissing (not necessarily related to the audio stream)
Distortion	Crackling, short bursts of hissing, buzzing, clipping
Spatial distortion	Wobbling, Sound image stability, loss of directionality
"Birdies" or tweets	"Chirps" in mid to high frequencies.
Temporal smearing	Pre/post echo, "sound shadow", diffuse onset of the sound
Tone trembling	Sounds like trembling tones, noticeable on longer notes. Sparkling
Thin sound	Timbre artefact related to skewed frequency response; lack of bass.
Can sound	Timbre artefact related to boost and/or resonances in the mid-range frequencies.

Tableau 1 : Présentation des artefacts potentiels potentiels affectant les technologies de diffusion des aides auditives (se basant sur une étude étude technique préliminaire portant sur des appareils)

Écoutez ! Mesure de la qualité sonore

D'un point de vue plus général, les mesures de la qualité sonore font partie intégrante des aides auditives et de l'industrie de l'audition depuis longtemps. Certaines méthodes se basent sur des mesures physiques et des modèles perceptifs, d'autres sur des tests d'écoute structurés. Cet article s'intéresse aux méthodes de mesure se basant sur des tests d'écoute

structurés. Même si des modèles objectifs comme Perceptual Evaluation of Audio Quality (PEAQ [Évaluation perceptive de la qualité audio], ITU-R BS.1387)[3] peuvent être potentiellement intéressants, ils ne se sont pas révélés efficaces pour cette application spécifique.

La mesure de la qualité sonore avec des tests d'écoute structurés a été abordée de diverses manières, en utilisant différentes méthodologies. En étudiant la littérature portant sur la mesure de la qualité sonore, on peut remarquer qu'elle se divise généralement en deux domaines d'intérêt[2, 4-8] :

1) Mesures descriptives. Permettent de mesurer les caractéristiques de perception ou les qualités spécifiques importantes d'un signal (distorsion perçue, intelligibilité de la parole, timbre, volume, clarté, etc.) comme nous pouvons le voir dans le Tableau 1.
2) Mesures « affectives ». Permettent de mesurer à quel point un signal est aimé/préféré, ou répond aux attentes des auditeurs en matière de qualité globale. Elles impliquent généralement l'application d'échelles de satisfaction, allant de « Extrêmement insatisfait » à « Extrêmement satisfait », ou d'échelles de qualité globale allant de « Mauvais » à « Excellent ».

Toutes les méthodes appliquées et tous les systèmes expérimentaux ne permettent pas de distinguer les mesures descriptives des mesures affectives. Fréquemment, des données issues des deux perspectives sont recueillies dans des études plus solides sur la qualité sonore. Comme avec tout type de mesure, il est bien évidemment logique de préciser ce que vous mesurez : essayez-vous de décrire ce que les auditeurs perçoivent ? Ou, essayez-vous de savoir ce qu'ils préfèrent/aiment le plus ?

Passons à présent à une introduction plus approfondie des concepts de mesures descriptives et affectives. En outre, on décrit une sélection des méthodes de mesures affectives potentiellement applicables aux technologies de diffusion sans fil.

Mesures descriptives

Tout spécialement à des fins de R&D, il peut être nécessaire d'appliquer des mesures descriptives de la qualité sonore. Cela pourrait être motivé par des questions telles que : Les technologies de diffusion étudiées ont-elles des caractéristiques de timbre différentes ? Quelles sont les principales caractéristiques de perception pouvant être utilisées pour décrire les différences entre les technologies ? L'application exacte des mesures descriptives varie largement, mais se divise généralement en :

1. Sélection de caractéristiques pour une technologie donnée
2. Classification de ces mêmes caractéristiques par rapport aux signaux acoustiques et à leur qualité perçue selon les stimuli présentés.

Il est intéressant d'examiner dans quelle mesure les divers types d'artefacts perceptibles (p. ex., ceux figurant dans le Tableau 1) proviennent de la technologie de diffusion. Dans ce cas, une mesure descriptive consisterait à demander à l'auditeur quels artefacts, parmi ces artefacts individuels, sont présents dans la technologie étudiée (voir Marins et al, 20079).

Même si les données issues de mesures descriptives peuvent avoir de bonnes/mauvaises connotations intrinsèques (Quel individu ne souhaiterait pas éviter une distorsion du signal ?), il est important de ne pas tirer de conclusions sur la qualité sonore perçue si ces données constituent la seule source d'informations. Ceci s'applique tout spécialement lorsque la reproduction sonore est multidimensionnelle, ce qui signifie que plusieurs caractéristiques de perception contribuent à l'impression globale. Dans ce cas, le patient doit s'exprimer pour dire ce qu'il préfère (p. ex., niveau de distorsion par rapport à limitation de la bande passante par rapport à différences de timbre). Cela signifie que, lorsque l'on détermine quelle technologie est supérieure d'un point de vue de la qualité sonore perçue, il n'est pas forcément nécessaire de recueillir des mesures descriptives, car elles sont surtout utiles lorsque l'on essaie de comprendre comment les diverses caractéristiques contribuent à l'acceptation/l'appréciation globale d'un produit.

Ainsi, nous ne nous étendrons pas davantage sur les méthodes recommandées pour les mesures descriptives. Les personnes intéressées peuvent consulter Bech and Zacharov[2] ou Lorho[8] pour une étude plus approfondie.

Mesures affectives

La mesure de la réponse affective à la qualité sonore tente généralement de répondre à la question simple, mais probablement la plus importante, lors du développement d'un produit : quelle est la technologie préférée par un groupe d'utilisateurs donné pour une situation d'utilisation spécifique ?

Dans les mesures affectives de la qualité sonore, les auditeurs doivent normalement indiquer leur impression et donner une note selon leur évaluation globale. Cela suppose qu'ils sont capables de tenir compte de leur expérience quant aux stimuli sonores présentés, de leurs expériences précédentes, de leurs attentes, du contexte, et de se faire une idée permettant d'obtenir une réponse.[2] Cela est fréquent dans l'industrie des télécommunications et de la diffusion/du codec où des méthodologies d'essai standard telles que ITU-T P.800,10 ITU-R BS.1534-3,[11] et ITU-R BS.1116-3[12] sont appliquées. Malheureusement, ces méthodes d'essai ont des noms portant intrinsèquement à confusion car ils font référence aux documents / recommandations spécifiques rédigés par les organismes de normalisation (similaires aux normes ANSI que les distributeurs connaissent davantage).

Qualité sonore, test ITU-R BS.1534-3 et test MUSHRA

L'une des méthodes les plus fréquemment utilisées pour mesurer la qualité sonore perçue est ITU-R BS.1534-3.11 Il s'agit d'une recommandation de l'Union internationale des télécommunications (Secteur des radiocommunications) destinée à l'évaluation subjective du niveau de qualité intermédiaire des systèmes de codage. Le « niveau de qualité intermédiaire » n'est pas rigoureusement défini dans la recommandation, mais il est fait mention de la diffusion audio sur Internet ou la radio numérique, technologies fortement limitées par le débit binaire, tout comme les difficultés générales pour la diffusion sans fil dans les aides auditives.

La recommandation est communément appelée MUSHRA (Multiple Stimuli with Hidden Reference and Anchor [Test multi-stimuli avec référence et repère cachés]) en raison de son paradigme de test. Au cours des deux dernières décennies, cette méthode a été utilisée avec succès pour évaluer la qualité sonore dans les organismes de normalisation, le milieu universitaire et l'industrie.[13] Dans un test MUSHRA, plusieurs systèmes étudiés (généralement des technologies de codage audio) sont notés par rapport à une référence montrée et des repères cachés à bande passante limitée. La

question/le paramètre habituel(le) de test appliqué(e) est « Qualité audio de base », qui couvre les différences par rapport à la référence montrée, où l'échelle de notation est une échelle à 100 points avec des étiquettes verbales allant de « Mauvais » à « Excellent ». La Figure 1 est une capture d'écran issue d'un logiciel utilisé pour recueillir des données avec la question de test « Qualité audio de base ».

Conformément à la recommandation, le test MUSHRA doit être réalisé avec des auditeurs expérimentés. Cela permet d'obtenir des données de bonne qualité et une évaluation critique des systèmes testés. En fait, plus les systèmes testés sont de bonne qualité, plus cette exigence en matière d'expérience est accentuée.[11] Ceci est encore accentué dans l'analyse ultérieure recommandée des données des auditeurs : seuls les auditeurs pouvant fournir des données cohérentes et faire la différence entre les systèmes testés sont inclus dans l'analyse finale des données.[14]

Le test MUSHRA s'applique à une référence montrée comme exemple de qualité perçue la plus élevée possible pouvant être obtenue dans le test. La référence est généralement la version .wav (PCM) non compressée du document source, et il serait souhaitable qu'aucune des technologies testées ne soit potentiellement « meilleure » que la référence, cela pouvant conduire à des conclusions erronées sur la qualité sonore de la technologie testée.

Si l'objectif visé par le test est d'étudier comment un système est perçu par un groupe d'utilisateurs spécifiques, et non par des auditeurs très critiques, on peut affirmer que la méthode peut être étendue à un groupe d'auditeurs plus représentatif. Un exemple de cette application ajustée est l'évaluation de la qualité sonore de la musique dans les implants cochléaires[15] au cours de laquelle on utilise une méthode adaptée appelée CI_MUSHRA. Dans cette adaptation du paradigme du test MUSHRA, la logique de test est conservée, mais des auditeurs adaptés au domaine (CI) et des repères modifiés sont utilisés, ce qui est plus approprié pour évaluer le domaine technologique spécifique.

La méthode MUSHRA est une méthode bien documentée pour mesurer la qualité des technologies de diffusion et de codec. Elle se révèle très utile pour évaluer la qualité perçue des technologies de diffusion dans le domaine des aides auditives si la qualité attendue se situe dans les limites appropriées (qualité intermédiaire, non proches des technologies transparentes).

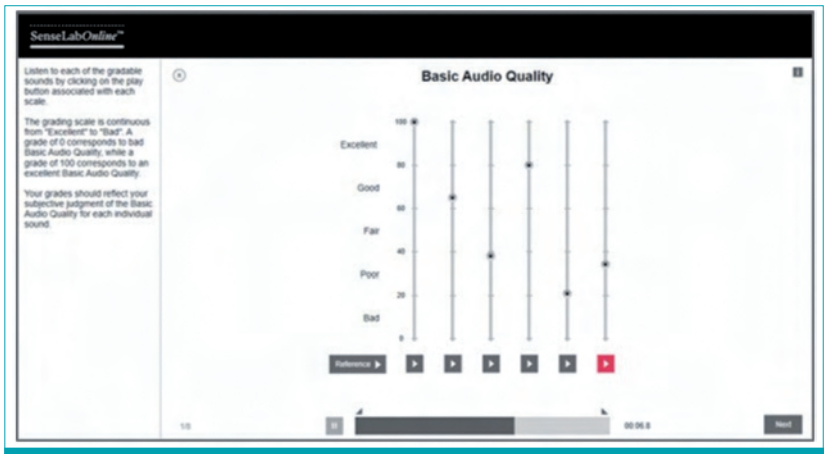


Figure 1 : Capture d'écran d'une application commerciale du teste MUSHRA.[17] A gauche se trouve la référence montrée qui correspond à la version non codée de l'échantillon. Cachés sous l'échelle de notation se trouvent un échantillon sonore similaire à la référence, ainsi que deux repères (fichiers sonores avec filtre passe-bas de 3,5 et 7 kHz). En outre, les systèmes étudiés sont présentés et notés. En présentant plusieurs systèmes sur un écran, l'utilisateur peut directement comparer la qualité et donner des notes par rapport à la référence et aux repères.

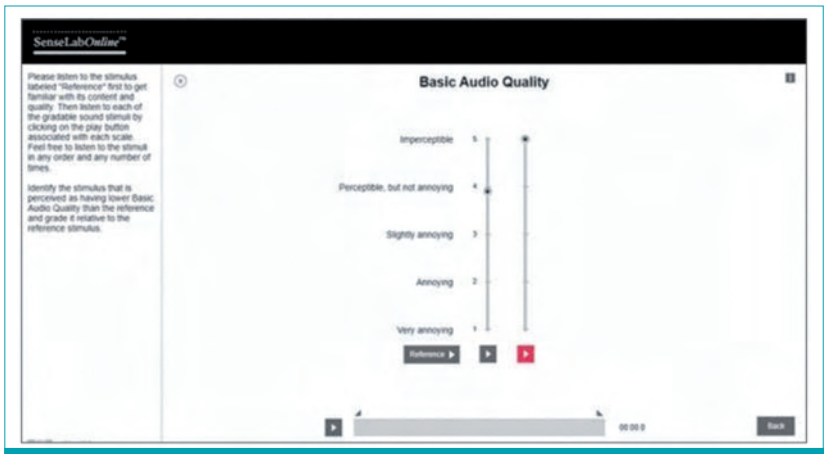


Figure 2 : Capture d'écran issue d'une application application commerciale du teste ITU-R BS.1116-3 [17]. L'un des échantillons avec échelle associée est une référence cachée. La méthode ne doit pas être appliquée que lorsque des technologies haute qualité sont testées.

Avenir et ITU-R BS.1116-3

Le test ITU-R BS.1116-3 doit être appliqué lors de l'évaluation de technologies présentant de légères dégradations. Dans ce contexte, « légères dégradations » signifie que les technologies testées introduisent une si petite dégradation du signal que son effet est indécelable sans contrôle strict des conditions expérimentales, y compris la sélection des auditeurs critiques.

Le test ITU-R BS.1116-3 applique un paradigme de référence cachée à trois stimuli et en double aveugle. Cela signifie qu'un échantillon codé avec la technologie testée est présenté à côté d'une référence montrée et cachée. La tâche de l'auditeur consiste à détecter et noter la technologie testée sur une échelle allant de « Non perceptible » à « Très gênant » (voir Figure 2). Lors de l'interprétation des résultats du test ITU-R BS.1116-3, on suppose que le nombre restreint d'artefacts, ou sinon la distance perçue la plus courte depuis une référence, est une mesure de qualité. L'objectif est d'avoir des technologies testées totalement transparentes de manière à ce que les auditeurs ne puissent pas déceler les dégradations.

La référence cachée incluse permet une procédure d'analyse post-hoc approfondie de l'expertise des auditeurs. Toute dégradation de la référence cachée indique que l'auditeur suppose la notation des technologies qui obtiennent une note dans la

partie supérieure de l'échelle, fournissant un résultat faussement positif du test.

En raison de la nature critique générale de l'objectif du test et des tests post-hoc stricts, il est recommandé d'utiliser des auditeurs expérimentés dans la technologie testée. Cela pourrait potentiellement poser un problème dans ce domaine, car la formation des auditeurs au domaine et à a méthode spécifiques est une tâche de longue haleine et nécessitant des ressources considérables.

La possibilité d'appliquer la méthode de test ITU-R BS.1116-3 pour évaluer des technologies de diffusion dans les aides auditives pourrait devenir pertinente au fur et à mesure que la technologie évolue. Néanmoins, à regarder les applications des technologies de diffusion à bande passante limitée actuelles dans les aides auditives, cela n'est pas encore d'actualité.

Discussion

Dans cet article, le concept de qualité sonore a été placé dans le contexte des technologies de diffusion sans fil des aides auditives ; un certain nombre de méthodes potentielles ont été décrites pour mesurer la qualité sonore perçue.

Selon les artefacts cités dans le Tableau 1, les utilisateurs finaux devraient faire face à des artefacts pouvant influencer la qualité sonore perçue globale des sons diffusés. Actuellement, il n'existe aucun résultat de référence en ce qui concerne la qualité sonore perçue de la diffusion 2,4 GHz vers les aides auditives.

Afin de tester et documenter correctement ces technologies, nous proposons d'appliquer des tests d'écoute structurés comme ceux utilisés dans l'industrie de l'audition générale.

Comme nous l'avons vu, il est important de distinguer la finalité d'une étude sur la qualité sonore : mesure des caractéristiques descriptives ou mesure de la réponse affective. Les deux perspectives peuvent être incluses dans une étude, mais seules les mesures du domaine affectif permettent de tirer une conclusion sur l'appréciation/l'impression globale des utilisateurs sur la technologie testée.

Le fait de s'intéresser aux deux aspects de la qualité sonore perçue conduira souvent à de vastes expériences relativement complexes, et n'est généralement utile que lorsque l'on étudie la relation entre les caractéristiques descriptives et la préférence globale pour le signal.

Lors de la sélection d'une méthodologie appropriée pour mesurer la qualité sonore d'appareils sans fil, l'un des principaux points d'intérêt est de savoir s'il existe une référence pertinente. Si une référence est disponible pour l'étude, les méthodologies MUSHRA et ITU-R BS.1116 sont des méthodologies éprouvées et testées, avec des statistiques et logiciels de test disponibles permettant de réaliser facilement une évaluation. La méthodologie MUSHRA est utile pour tester les technologies de qualité faible à intermédiaire, et le test ITU-R BS.1116 est utile pour tester les technologies presque transparentes. Si aucune référence n'est disponible, un test MUSHRA modifié sans aucune référence montrée peut être considéré comme approprié. Cette approche conservera certains des bénéfices du test MUSHRA, tels que la comparaison directe entre les technologies testées, ainsi que les statistiques permettant de communiquer facilement les résultats obtenus.

Il ne fait aucun doute que les utilisateurs d'aides auditives rencontreront de plus en plus de transmission sans fil au fur et à mesure que la technologie se développera dans les appareils et leurs utilisations. Par ailleurs, ces technologies de transmission sans fil peuvent potentiellement réduire la qualité sonore perçue.

Jusqu'à présent, la mesure de la qualité sonore perçue entre les différents systèmes de communication des aides auditives a suscité peu d'intérêt. Néanmoins, comme le montre cet article, il existe diverses méthodes adaptées qui permettent d'obtenir des résultats de référence solides pour l'industrie et qui offrent des choix technologiques optimaux aux utilisateurs finaux.

Références

1. Hoel R, Motos T. Challenges in 2.4 GHz wireless audio streaming. Proceedings of: Audio Engineering Society International Convention (#131). Oslo, Norway; October 2011. Disponible sur : https://secure.aes.org/forum/pubs/conventions/?elib=16075
2. Bech S, Zacharov N. Perceptual Audio Evaluation–Theory, Method and Application. Indianapolis: John Wiley & Sons, Ltd;2006.
3. International Telecommunications Union (ITU) Radiocommunication Assembly. ITU-R BS.1387-1 (2001): Method for objective measurements of perceived audio quality. Disponible sur : https://www.itu.int/dms_pubrec/itu-r/rec/bs/R-REC-BS.1387-1-200111-I!!PDF-E.pdf
4. Rothauser E, Urbanke G, Pachl W. A comparison of preference measurement methods. J Acoust Soc Am. 1970;49(4)[May]:1297-1308.
5. Gabrielsson A, Hagerman B, Berg C, Ovegård A, Änggård L. 1980. Clinical assessment of perceived sound quality in hearing aids. Technical Audiology. 1980; Report TA 98. (Stockholm, Sweden: Karolinska institutet, Stockholm).
6. Letowski T. Sound quality assessment: Concepts and criteria. Proceedings of: 87th Audio Engineering Society Convention, New York City; October 1989. Disponible sur : https://secure.aes.org/forum/pubs/conventions/?elib=5869
7. Blauert J. Concepts behind sound quality: Some basic considerations. Internoise. 2003;9:72-79.
8. Lorho G. Perceived Quality Evaluation. An Application to Sound Reproduction Over Headphones. PhD thesis, Helsinki, Finland: Helsinki University of Technology, June 2010.
9. Marins P, Rumsey F, Zielinski SK. The relationship between selected artifacts and basic audio quality in perceptual audio codecs. In Proceedings of: Audio 120th Engineering Society Convention. Paris;May 2006. Disponible sur : http://epubs.surrey.ac.uk/544
10. ITU Radiocommunication Assembly. P.800: Methods for subjective determination of transmission quality. Août 1996. Disponible sur : https://www.itu.int/rec/T-REC-P.800-199608-I/en
11. ITU Radiocommunication Assembly. ITU-R BS.1534-3: Method for the subjective assessment of intermediate quality level of audio systems. Octobre 2015. Disponible sur : https://www.itu.int/rec/R-REC- BS.1534/en
12. ITU Radiocommunication Assembly. ITU-R BS.1116-3: Methods for the subjective assessment of small impairments in audio systems. Février 2015. Disponible sur : http://www.itu.int/rec/R-REC-BS.1116
13. Stoll G, Kozamernik F. EBU listening tests on Internet audio codecs. EBU Tech. 2000;1(June):24.
14. ITU Radiocommunication Assembly. ITU-R BS.2300-0: Methods for assessor screening. 2014. Disponible sur : https://www.itu.int/dms_pub/itu-r/opb/rep/R-REP-BS.2300-2014-PDF-E.pdf
15. Roy AT, Jiradejvong P, Carver C, Limb CJ. Musical sound quality impairments in cochlear implant (CI) users as a function of limited high-frequency perception. Trends in Amplif. 2012;16(4):191-200.
16. Liu C-M, Hsu H-W, Lee W-C. Compression Artifacts in Perceptual Audio Coding. IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing. 2008;16(4):681-695.
17. DELTA. MUSHRA test. SenseLabOnline, 2014. Disponible sur : http://www.senselabonline.com

Communiqués de presse

Unitron

Engage, la conférence Européenne d'Unitron, met les pleins feux sur la fidélisation client

Unitron et les audioprothésistes européens prennent le virage qu'amorce le monde de la santé.

6 novembre 2016 – De nouveaux types de patients, de nouvelles attentes, et le nouveau visage du monde de la santé représentent une opportunité pour les audioprothésistes de redéfinir la relation patient. C'est sur ces thématiques, associées à la fidélisation patient, qu'Unitron a rassemblé plus de 120 audioprothésistes Européens (dont 28 français) les 21 et 22 septembre derniers à Barcelone en Espagne à l'occasion de la conférence Européenne Engage.

Avec l'éclairage d'experts de renommée internationale en matière de révolution digitale appliquée au secteur de la santé, les clients d'Unitron ont exploré les changement qui sont en train d'intervenir chez les consommateurs d'aujourd'hui ; ils ont notamment découverts comment les technologies intelligentes (cloud, big data, appareils connectés…) peuvent contribuer à améliorer la qualité des soins, et également partagé des bonnes pratiques en tant qu'audioprothésiste.

Les invités ont pu essayer les nouvelles aides auditives RIC 10 wireless d'Unitron, Moxi Now, qui viennent compléter la gamme du fabricant reconnue et primée pour son design.

« L'intégralité du monde de la santé évolue très rapidement alors que les patients deviennent des consommateurs et que l'accès aux technologies permet aux praticiens d'avoir accès à des données jusque-là impossibles à obtenir. » déclare Bruce Brown, Vice-Président du Marketing d'Unitron. 'Notre travail chez Unitron consiste à mettre le patient au centre de notre processus d'innovation avec l'objectif de contribuer à la croissance du marché en aidant nos clients à comprendre, à s'adapter et à réussir dans ce contexte nouveau de la santé »

Parmi les intervenants qui ont animé cette conférence :

- Jim Tincher, Fondateur de Heart of the Customer et d'une certification 'professionnel de l'expérience client'
- Dr. Aenor Sawyer, Directrice associée des relations stratégiques du pôle d'innovation dans les solutions numériques appliquées à la santé de l'Université de Californie San Francisco
- Steve Eagon, Directeur de l'expérience patient dans les centres d'audition Unitron US. Steve a la responsabilité d'aider les clients d'Unitron à améliorer l'expérience patient en centre en créant un contenu ciblé avec une variété d'applications en ligne.

'Au cours de l'année dernière, j'ai eu le privilège de travailler étroitement avec les équipes In Clinic Success d'Unitron pour partager avec les audioprothésistes ma vision sur les changements de comportement des consommateurs dans le secteur de la santé' indique Jim Trincher. 'De ces entretiens, il ressort de manière très claire qu'il y a une énorme opportunité à saisir pour les audioprothésistes pour combler le fossé de la confiance qui persiste entre le patient et le clinicien. Engage a été l'occasion de transmettre aux clients d'Unitron les connaissances, les outils, et les bonnes pratiques dont ils ont besoin pour créer des expériences exceptionnelles pour leurs patients et ainsi développer leur fidélité'.

Contact : Pauline Croizat
Unitron France, Marketing
+33 4 26 23 22 07
pauline.croizat@unitron.com

Formations

EPU 2016

« Service audioprothétique rendu base sur les preuves cliniques »

Principaux résultats : de l'aide auditive conventionnelle aux implants

Applications à la pratique quotidienne

2/3 décembre 2016

Paris - La Villette

Organisé par le Collège National d'Audioprothèse avec les Directeurs d'Enseignement d'Audioprothèse

C.N.A
Collège National d'Audioprothèse

Programme

Vendredi 2 décembre 2016

8h00 : Accueil des participants

8h45 - 9h00 : Introduction à l'EPU 2016

Fondements scientifiques : une clé indispensable pour comprendre les enjeux de demain. Introduction : Pourquoi un EPU sur la pratique fondée sur les preuves ? Quel peut être l'apport pour notre exercice quotidien et notre avenir ?
S. LAURENT, Audioprothésiste D.E., Gourin Président du Collège National d'audioprothèse

9h00 - 9h15 : Un exemple concret pour commencer : application à un cas pratique.
S. LAURENT, Audioprothésiste D.E., Gourin Président du Collège National d'audioprothèse

9h15 - 9h35 : Les différents types d'études cliniques : description, interprétation et limitation.
D. COLIN, Audioprothésiste, Lyon. Responsable des Etudes de l'Ecole de Lyon

9h35 - 9h55 : La présentation ça compte ! Statistiques descriptives, médiane, centiles, boites à moustaches, lire, comprendre et évaluer les résultats...
D. COLIN, Audioprothésiste, Lyon. Responsable des Etudes de l'Ecole de Lyon

9h55 - 10h35 : Véracité de l'information en audioprothèse : comment déceler les biais méthodologiques, l'effet placebo, la subjectivité de l'observateur ou l'extrapolation.
Pr S. GALLEGO, Directeur d'Enseignement, Université de Lyon 1 Professeur des Universités associé. Audioprothésiste D.E., Lyon

10h35 - 11h05 : Pause

11h05 - 11h35 : La recherche en audioprothèse : un besoin, une nécessité mais avec quelle réglementation ?
Pr C. PARIETTI-WINKLER, Professeur et co-directrice d'Enseignement, Ecole de Nancy

11h35 - 12h20 : Les statistiques : un outil pour mieux décider et mieux agir en audioprothèse. Les statistiques, bien que souvent redoutées et parfois évitées, sont au centre de la pratique fondée sur les preuves. L'objectif de cette communication : démystifier cet outil, et en faciliter la compréhension au moyen d'exemples simples reliés à l'interprétation de résultats et la prise de décision en audioprothèse.
C. MICHEYL, Directeur Européen de la Recherche, Starkey France
Membre associé, Equipe « Cognition Auditive et Psychoacoustique », Lyon 1
Membre associé, Laboratoire des Systèmes Perceptifs, Paris

12h20 - 13h50 : Déjeuner

13h50 - 14h35 : Suppléance mentale et perception de la parole : conséquences sur la variabilité des scores à l'audiométrie vocale à partir de plusieurs expérimentations utilisant les listes de mots de Fournier et Lafon dans des populations de patients malentendants. Importance des différents facteurs cognitifs influençant la perception d'un mot isolé et la variabilité d'un score de perception de la parole.
A. MOULIN, Chargée de Recherches, Equipe «Dynamique cérébrale et cognition», Centre de recherche en Neurosciences de Lyon, Université de Lyon I

14h35 - 15h10 : Notion de niveaux de preuve : la hiérarchie de l'information scientifique, une étude clinique seule ne constitue pas une preuve !
A. COEZ, Audioprothésiste, Paris. 1er Vice-président du Collège National d'Audioprothèse

15h10 - 15h40 : Pause

15h40 - 16h20 : Première synthèse : thérapie sonore et acouphène, quelques études passées au crible, avez-vous un esprit critique ? La stimulation acoustique et électrique pour traiter les acouphènes : quel bilan ? Illustrations des bonnes pratiques de la méthode scientifique à partir de l'exemple des études réalisées sur les acouphènes.
A. NORENA, Directeur de Recherches, Laboratoire de Neurosciences Intégratives et Adaptatives, Université d'Aix - Marseille

16h20 - 17h10 : Deuxième synthèse : vous êtes curieux ? Réalisez votre propre étude ! Encadrement de mémoire, questionnement personnel dans le but d'améliorer votre pratique, ou simple curiosité… autant de raisons de vous familiariser avec le design expérimental et l'analyse de données, c'est à dire : les bonnes méthodes pour concevoir une étude qui «tient la route», et en comprendre les résultats.
C. MICHEYL, Directeur Européen de la Recherche, Starkey France
Membre associé, Equipe « Cognition Auditive et Psychoacoustique », Lyon 1
Membre associé, Laboratoire des Systèmes Perceptifs, Paris

17h10 - 17h55 : Evaluation générale : grand quizz avec correction.
S. GARNIER, Audioprothésiste D.E., Sartrouville. Docteur en Ingénierie Biomédicale

18h00 - 19h30 : Réunion d'information commune UNSAF/CNA
Audioprothésistes installés ou salariés, venez nous rencontrer !
En janvier 2017 nous célébrerons les 50 ans de la législation de notre profession. L'Autorité de la concurrence a conduit un travail approfondi sur notre secteur pendant toute l'année 2016. A quoi faut-il s'attendre dans le futur pour notre exercice ? Venez en discuter avec nous !

Samedi 3 décembre 2016

9h00 - 9h40 : Evaluations médico-économiques des prothèses auditives : principales méthodes, principaux résultats.
Dr L. HARTMANN, Conservatoire National des Arts et Métiers, Paris

9h40 - 10h05 : Implantation cochléaire et cognition chez le sujet âgé : nouvel enjeu de la relation patient-audioprothésiste ?
Dr E. FERRARY, Hôpital Pitié-Salpétrière, Paris

10h05 - 10h30 : Comment améliorer la prise en charge audioprothétique des personnes âgées en institution ?
C. RENARD, Audioprothésiste, Lille

10h30 - 11h00 :Pause

11h00 - 11h20 : Recherche et développement, prothèses auditives, implants cochléaires : choix technologiques, inscriptions et communications.
A. GAULT, Audioprothésiste, Béthisy Saint Martin

11h20 - 11h50 : Pratiques fondées sur des preuves scientifiques et recommandations internationales d'appareillage : intérêts et limites.
F. DEJEAN, Audioprothésiste, Montpellier
M. DEL RIO, Audioprothésiste, Bordeaux
Maître de conférence associé, Ecole d'Audioprothèse, Université de Bordeaux

11h50 - 12h10 : Neurosciences et prise en charge des patients acouphéniques.
A. NORENA, Directeur de Recherches, CNRS Marseille

12h10 - 12h30 : Intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit : ce qu'il nous reste à expliquer...
Pr C. LORENZI, Directeur des Etudes Scientifiques, ENS Paris

12h30 - 13h45 : Déjeuner

13h45 - 14h15 : Intérêts du big data en audioprothèse.

Y. LASRY, Audioprothésiste, Nantes

14h15 - 14h45 : Appareillage du patient acouphénique et déficient auditif, de la théorie à la mise en pratique.
T. ROY, Audioprothésiste, Rouen
H. BISCHOFF, Audioprothésiste, Paris

14h45 - 15h15 : La réhabilitation de la (sub)cophose unilatérale, quelles possibilités aujourd'hui ?
Pr S. GALLEGO, Directeur d'Enseignement, Université de Lyon 1
Professeur des Universités associé. Audioprothésiste D.E., Lyon
J. GUTLEBEN, Audioprothésiste, Mulhouse

15h15 - 15h45 : Pause

15h45 - 16h15 : Réglages de l'appareillage auditif controlatéral chez le patient implanté cochléaire.
F. REMBAUD, Audioprothésiste, Périgueux
G. GERBAUD, Audioprothésiste, Reims

16h15 - 16h45 : Expériences dans le réglage des aides auditives pour l'écoute de la musique.
C. GUEMAS, Audioprothésiste, Carhaix
B. HUGON, Audioprothésiste, Paris

16h45 - 17h15 : Patients présentant une courbe auditive en «pente de ski», que faire ?
E. BIZAGUET, Président d'honneur du Collège National d'Audioprothèse Délégué général Chargé de mission auprès des pouvoirs publics

17h15 - 17h45 : Conclusion et clôture
S. LAURENT, Audioprothésiste D.E., Gourin.
Président du Collège National d'audioprothèse

17h45 : Clôture de l'EPU

Pour les Directeurs d'Enseignement d'Audioprothèse et de D.U.
Achour Aknine - Pr René Dauman
Dr Joël Ducourneau - Pr Bernard Fraysse
Pr Pascale Friant-Michel
Pr Alexandre Garcia - Pr Benoit Godey -
Pr Stéphane Gallego - Dr Romain Kania
Pr Mathieu Marx - Pr Cécile Parietti-Winkler - Pr Jean-Luc Puel

Pour le Collège National d'Audioprothèse
Patrick Arthaud - Jean-Claude Audry
Jean Bancons - Jean-Paul Beraha
Hervé Bischoff - Eric Bizaguet
Geneviève Bizaguet -
Jean-Jacques Blanchet - Arnaud Coez
Christine Dagain - Ronald De Bock
Xavier Debruille - François Degove
François Dejean - Jean-Baptiste Delande
Xavier Delerce - Matthieu Del Rio
Charles Elcabache - Robert Faggiano
Stéphane Gallego - Stéphane Garnier
Alexandre Gault - Grégory Gerbaud
Céline Guémas - Jehan Gutleben
Eric Hans - Bernard Hugon
Jérôme Jilliot - Yves Lasry
Stéphane Laurent - Frank Lefevre
François Le Her
Maryvonne Nicot-Massias
Morgan Potier - Frédéric Rembaud
Christian Renard - Xavier Renard
Benoît Roy - Thomas Roy
Philippe Thibaut - Jean-François Vesson
Frédérique Vignault - Alain Vinet
Paul-Edouard Waterlot

Pour les membres honoraires du CNA
Daniel Chevillard - Jean-Pierre Dupret
Jean Old - Georges Peix - Claude Sanguy

Pour les membres correspondants étrangers du CNA
Roberto Carle - Léon Dodelé
Philippe Estoppey - Bruno Lucarelli
Philippe Lurquin - Leonardo Magnelli
Carlos Martinez Osorio
Juan Martinez San Jose - Thierry Renglet
Christoph Schwob

Pour les membres correspondants étrangers associés du CNA
Elie El Zir

Exposition de matériels d'audioprothèse et d'audiophonologie

Renseignements et inscription

Collège National d'Audioprothèse
20, rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. : 01 42 96 87 77
Fax : 01 49 26 02 25
cna.paris@orange.fr
www.college-nat-audio.fr

Cours d'audiométrie du jeune enfant

Lundi 23 & mardi 24 janvier 2017 à Bruxelles

Naïma DEGGOUJ & Didier PORTMANN
Avec la participation de :
A.HONEGGER, M.V CADÈNE,
V. MONTEYNE, M. RENARD
Organisé conjointement par L'Institut Georges Portmann Bordeaux - France et Les Cliniques Universitaires UCL St Luc Bruxelles - Belgique

Programme

Lundi 23 janvier 2017

09h00 - 09h15 : Introduction

09h15 - 09h30 : Etiologies des surdités

09h30 - 10h15 : Introduction à l'audiométrie comportementale de l'enfant

10h15 - 10h45 : Le développement cognitivo-auditif, moteur, et langagier de l'enfant

10h45 - 11h15 : Pause

11h15 - 11h30 : Impédancemétrie

11h30 - 12h30 : Audiométrie comportementale chez l'enfant >2,5/3ans

12h30 - 13h45 : Déjeuner pris en commun

13h45 - 14h45 : Audiométrie comportementale chez l'enfant de 6 mois à 2 ans

14h45 - 15h45 : Audiométrie comportementale chez < 6 mois

15h45 - 16h15 : Pause

16h15 - 17h15 : Examens difficiles

17h15 - 17h30 : Questions - Réponses

Mardi 24 janvier 2017

09h00 - 10h00 : Place des examens objectifs dans le diagnostic de surdité chez le jeune enfant : Otoémissions, Potentiels évoqués auditifs, Steady state potentials

10h00 - 10h30 : Le but de l'examen vestibulaire pédiatrique

10h30 - 11h00 : Pause

11h00 - 12h00 : Appareillage du très jeune enfant et du bébé

12h00 - 12h30 Discussion

12h30 - 13h30 : Déjeuner pris en commun

13h30 - 14h15 : Appareillage par implant cochléaire chez le jeune et très jeune enfant

14h15 - 15h00 : 3 Cas Cliniques

15h00 - 16h00 : Questions - Réponses

16h00 - 16h30 : Conclusion et clôture

Lieu du cours

Bruxelles : cliniques universitaires ucl st luc

Site universitaire de woluwe

Auditoire « maisin » - metro « alma »

Informations, inscriptions et lieu du cours

Institut g. Portmann
114 avenue d'arès
F- 33074 bordeaux cedex

Tél : 33 (0)556 24 30 15
Fax : 33 (0)557 81 58 48
E.Mail : institut.portmann@wanadoo.fr

Website : www.institut-portmann.org

Médecin : 480 euros (pauses & déjeuners inclus)

Paramédicaux : 380 euros (pauses & déjeuners inclus)

FORMATIONS

Collège National d'Audioprothèse

Diplôme d'Etat d'audioprothésiste - Formation des maîtres de stage

Session de Cahors : 18 janvier 2017

Accueillir un stagiaire est souvent l'occasion de remettre en question sa propre pratique et de tisser un lien fort entre les générations d'audioprothésistes.

Ce rôle de tuteur valorise le métier auprès des patients mais soulève de fréquentes questions :

- Quelles sont les connaissances et savoir-faire des étudiants audioprothésistes en formation ?
- Quels sont les objectifs des stages ?
- Comment concilier la formation d'un stagiaire et l'activité d'un laboratoire d'audioprothèse ?
- Comment organiser la progression et l'évaluation d'un stagiaire ?
- Comment encadrer la préparation au mémoire ?

Vous êtes déjà maître de stage agréé mais vous vous posez ces questions, **inscrivez-vous à la formation des maîtres de stage, organisée conjointement par les écoles de formation et le CNA**.

Cette formation est gratuite. Elle aura lieu à Cahors le mercredi 18 janvier 2017 :
Chambre de Commerce et d'Industrie du Lot - Ecole d'Audioprothésiste de Cahors - 94 Rue Hautesserre - 46000 Cahors
Horaires : 9h00/12h30 - 13h30/17h00.

Il est possible de déjeuner sur place moyennant une participation financière de 15 euros.

Renseignements : cna.paris@orange.fr

NOVEMBRE 2016

36èmes Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie

21 au 23 Novembre au centre de conférence Paris Marriott Rive Gauche

Info : http://www.jasfgg2016.com/

La SFGG par ses journées annuelles va permettre aux experts gériatres et gérontologues de débattre des questions d'actualités et d'échanger autour des nouveaux questionnements de recherche et de soins en matière de vieillissement.

DÉCEMBRE 2016

Enseignement Post-Universitaire

Pratique fondée sur les preuves en audioprothèse : l'approche scientifique peut-elle favoriser l'esprit critique et améliorer nos pratiques quotidiennes ?

2 et 3 décembre 2016
Paris La Villette - Centre des Congrès

Renseignements et inscription :
Collège National d'Audioprothèse - 20, rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. : 01 42 96 87 77 - Fax : 01 49 26 02 25
cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

9ème Otoforum

2 et 3 décembre 2016 à la Cité de Congrès à Nantes

Sous l'égide de l'Association Française d'Otologie et Neurotologie et de la Société Française d'ORL.

Cette manifestation est devenue incontournable pour les otologistes, audioprothésistes, et professionnels qui s'intéressent à l'oreille. Des conférences, tables rondes et ateliers, ainsi qu'un vaste espace d'exposition devraient permettre de faire le point sur les innovations diagnostiques, thérapeutiques, chirurgicales et technologiques, ainsi qu'être un moment d'échanges entre professionnels.

http://www.otoforum2016.com/

JANVIER 2017

14ème Semaine du Son 2017

Du lundi 23 au dimanche 29 janvier 2017 à Paris et jusqu'au dimanche 5 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, sauf mention expresse dans le programme.

http://www.lasemaineduson.org/

19èmes Assises d'ORL

Du 26 au 28 janvier 2017 à Nice

Depuis plus de 25 ans, les Assises offrent aux Oto-Rhino-Laryngologistes et Chirurgiens Cervico-Faciaux une occasion unique de partager leurs expériences dans un cadre convivial et interactif. Grâce à son concept pédagogique innovant, les Assises sont devenues un leader reconnu pour la formation professionnelle permanente des praticiens. Chaque année les participants, spécialistes libéraux ou hospitaliers, en France ou dans les pays francophones, apprécient la variété et la qualité des nombreux ateliers et sessions proposés, la richesse des débats et des démonstrations chirurgicales en direct ainsi que l'expérience et le panel des orateurs et des opérateurs.

Depuis quelques années, l'événement est aussi une opportunité pour les audioprothésistes et les rééducateurs de se réunir lors d'Assises dédiées, proposant un programme riche et spécialisé. Ces programmes sont organisés par :

9es ASSISES DE RÉÉDUCATION DE L'ÉQUILIBRE :
Alain Thiry - Bertrand Geoffray - Gilbert Lévy

5es ASSISES D'AUDIOPROTHÈSES :
Nicolas Guevara - Lionel Collet - Stéphane Gallégo.

http://www.assises-orl.fr/

MARS - AVRIL 2017

Congrès national des audioprothésistes

24 au 26 mars 2017 au CNIT - Paris La Défense

http://www.unsaf.org/site/

Journée Nationale de l'Audition

9 mars 2017 - France entière

www.journee-audition.org

ENTENDRE RECRUTE

DES AUDIOPROTHÉSISTES À AMBOISE, ANDERNOS-LES-BAINS, ANGOULÊME, ARCACHON, ASNIÈRES-SUR-SEINE, BESANÇON, BIGANOS, CAEN, CANNES, CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE, CHAMBÉRY, CHARLEVILLE-MÉZIÈRES, CHARTRES, CLICHY, COURBEVOIE, DIJON, ÉPERNAY, FLERS, LAON, LA TESTE-DE-BUCH, LE MANS, LILLE, NÎMES, NOGENT-LE-ROTROU, PEYMEINADE, REIMS, RETHEL, SAINT-VIT, SAÔNE, SEDAN, SOISSONS, TOURRETTES, TOURS, VALLAURIS, VESOUL ET VIRE.

DES ASSISTANT(E)S À ASNIÈRES-SUR-SEINE, CLICHY, COURBEVOIE, LAMBERSART, LE GRAND-QUEVILLY, LILLE ET SAVIGNY-SUR-ORGE.

ENSEMBLE CONSTRUISONS VOTRE SUCCÈS!

OFFRE EXCLUSIVE
1 AN D'ADHÉSION
GRATUITE!*

L'audition, c'est entendre ... et la vie recommence

www.entendre.com

DE VRAIS AVANTAGES POUR TOUS :

Maximisez vos chances de réussir en rejoignant **un réseau d'audioprothésistes indépendants** qui vous permettra de **développer votre clientèle** et de bénéficier d'une des meilleures centrales d'achats.

VOUS ÊTES INDÉPENDANT :

Gagnez en **efficacité** et renforcez le développement sur votre ville.

VOUS ÊTES SALARIÉ :

De **nombreuses opportunités** et évolutions de carrière vous sont proposées chez Entendre !

*Valable pour les adhésions sur les années 2016 et 2017.

Contactez-nous au 01 30 07 17 87

2 bis, rue Francisco Ferrer - 78210 SAINT-CYR-L'ÉCOLE

recrutement@entendre.fr

entendre

“ UN RÉSEAU FORT NE PEUT SE CONSTRUIRE QU'AVEC DES INDIVIDUS FORTS ! ”

MUTUALITÉ FRANÇAISE
BOURGUIGNONNE
SERVICES DE SOINS ET D'ACCOMPAGNEMENT MUTUALISTES
Des services en toute confiance
www.bourgogne-sante-services.com

AUDITION MUTUALISTE

La Mutualité Française Bourguignonne recherche pous ses centres AUDITION MUTUALISTE de Quetigny - Beaune - Auxonne (Département 21) :

un AUDIOPROTHÉSISTE D.E

- CDI - TEMPS PLEIN - STATUT CADRE
- Poste à pourvoir immédiatement
- Rémunération fixe + pourcentage + voiture de fonction
- Avantages sociaux (mutuelle, titre repas, CE, aide au déménagement...)

Adresser votre candidature :
MUTUALITÉ FRANCAISE BOURGUIGNONNE - SSAM
Madame Lydie BARD - Directrice du Pôle Santé
16 Boulevard de Sévigné - BP 51749 - 21017 DIJON CEDEX
lydie.bard@mfbssam.fr

MUTUALITÉ FRANÇAISE
AUDE
SERVICES DE SOINS ET D'ACCOMPAGNEMENT MUTUALISTES

AUDITION MUTUALISTE

La Mutualité Française Aude recherche pour son centre AUDITION MUTUALISTE de Carcassonne (11)

un(e) audioprothésiste (Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste) en CDI.

- Temps plein
- Poste à pourvoir immédiatement
- Avantages sociaux (mutuelle, chèques déjeuners, CE...)
- Rémunération fixe + variable

Adresser votre candidature :
MUTUALITE FRANCAISE AUDE
63, rue Antoine Marty
11000 CARCASSONNNE
contact@mutualite11.com

MUTUALITÉ FRANÇAISE
DEUX-SÈVRES
SERVICES DE SOINS ET D'ACCOMPAGNEMENT MUTUALISTES

Le centre d'audioprothèse Audition Mutualiste Centre Atlantique recherche

un(e) AUDIOPROTHÉSISTE

Pour les sites de PARTHENAY et/ou NIORT (79)

- Poste à temps complet 34h52 sur 4 jours par semaine à définir ensemble
- CDI
- Statut cadre
- Débutant accepté
- Rémunération : fixe + variable

Merci de bien vouloir contacter

Isabelle HILLY
Responsable Ressources Humaines
Mutualité Française Centre Atlantique
20 Rue Hôtel de ville - CS 38450
79024 NIORT CEDEX
Tel : 05 49 77 36 74

Audition Conseil
RECRUTE

AUDITION CONSEIL

Nouveau spot TV Audition Conseil

Audioprothésistes D.E.
postes à pourvoir toutes régions

Merci de nous faire parvenir votre candidature en précisant la région souhaitée :
o.delatour@auditionconseil.fr

335 centres indépendants en France

www.auditionconseil.fr

MUTUALITÉ FRANÇAISE
NORMANDIE
SERVICES DE SOINS ET D'ACCOMPAGNEMENT MUTUALISTES

La Mutualité Française Normandie recherche des audioprothésistes pour ses Centres Audition Mutualiste basés sur l'ensemble de la Normandie

- Poste à temps complet ou à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Prise de fonction dès que possible.

Merci d'adresser CV + lettre de motivation au
Siège administratif de la MFN-SSAM
16 avenue du 6 Juin - 14 000 CAEN
erika.delsahut@mfn-ssam.fr

RÉSEAU Audilab

"Audilab développe un **réseau d'associés** pour offrir aux malentendants une écoute **de qualité** !"

Audioprothésistes, jeunes diplômés ou expérimentés, **rejoignez-nous**, nous avons de nombreuses offres d'emplois, possibilités d'évolution vers des associations.

Contactez-nous sur direction@audilab.fr

MUTUALITÉ FRANÇAISE
AISNE
SERVICES DE SOINS ET D'ACCOMPAGNEMENT MUTUALISTES

AUDITION MUTUALISTE

La Mutualité Française Aisne recherche pour ses centres AUDITION MUTUALISTE de Saint-Quentin, Laon et Château-Thierry (Dép. 02 - Aisne)

2 AUDIOPROTHESISTES D.E

- CDI - TEMPS PLEIN - STATUT CADRE
- Poste à pourvoir immédiatement
- Rémunération fixe + pourcentage + voiture de service
- Avantages sociaux (complémentaire santé, titre repas, CE...)

Adresser votre candidature :
MUTUALITE FRANCAISE AISNE
Madame Nathalie DJEBI - Directrice
3 bd Léon Blum - 02100 SAINT-QUENTIN
03. 23. 62. 33. 11 / n.djebi@mutualite-aisne.fr

Pour un nouvel envol professionnel !

NEUROTH – Une entreprise familiale, leader dans le domaine des aides auditives avec plus de 230 centres en Europe et notamment en France et en Suisse Romande.

Nous recherchons pour **Strasbourg et ses environs :**
> un/une audioprothésiste diplômé(e)
> un/une assistant(e) technique

Nous vous offrons :
> un travail intéressant au sein d'une équipe dynamique
> des perspectives d'évolution avec la stabilité d'une entreprise familiale
> un cadre agréable avec des conditions très attractives

Vous êtes dynamique et faites preuve d'engagement et de sens des responsabilités alors envoyez votre CV et une lettre de motivation à l'adresse suivante :

NEUROTH France SAS
60 rue Jacques Mugnier · 68100 Mulhouse
ou expansion@neuroth.fr · Tél. 03 89 44 77 59
www.neuroth.fr

ENTENDRE MIEUX. VIVRE MIEUX.

NEUROTH

signia

Life sounds brilliant.

L'innovation est en marche !
Découvrez Silk primax,
le premier intra-auriculaire CIC-RIC !

Silk™, notre nouvel intra-auriculaire qui associe le confort et les performances d'un RIC à la miniaturisation d'un intra-auriculaire.

La réponse à la première demande de vos clients !

- Intra-auriculaire hybride CIC-RIC invisible
- Adaptation immédiate et délivrance au premier rendez-vous
- Confort optimal grâce au dôme manchon coudé en silicone
- Performances technologiques primax™
- Directivité binaurale OneMic
- e2e wireless™ 3.0, Bluetooth® - technologie sans fil
- Compatible touchControl™ et transmetteur CROS Pure
- Disponible en 7px, 5px, 3px et Intuis2 CIC Click
- Niveau de sortie/gain : 113/50

Adaptation et délivrance immédiates

Solutions Auditives

SIEMENS

BÉNÉFICIEZ DE NOTRE OFFRE DE LANCEMENT SILK ET DE NOTRE PACK MARKETING !
Contactez dès à présent votre responsable commercial.

signia-pro.fr

Octobre 2016. Dispositif médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Ce dispositif médical est remboursé par les organismes d'assurance maladie. Classe D : Code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2355084 (1400 €) et + de 20 ans : 2335791 (199.71 €). Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. Sivantos SAS est titulaire d'une licence de marque de Siemens AG. © Signia GmbH

AUDIOPROTHÉSISTES INDÉPENDANTS

EN CRÉANT POUR VOUS LE STATUT DE MAÎTRE AUDIO, STARKEY VOUS A ENTENDU !

Maître AUDIO

*Exigez **l'excellence auditive***

Vous voulez augmenter votre rayonnement local ?

Vous voulez entretenir votre expertise ?

Vous voulez être soutenu dans votre développement tout en préservant votre indépendance ?

Starkey Hearing Technologies

Plus de renseignements au

0 800 06 29 53 Service & appel gratuits

ou sur www.maitre-audio.fr