

Les Cahiers de L'AUDITION)

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES - VOL. 22 - MAI/JUIN 2009 - N°3 - ISSN 0980-3482

59309

DOSSIER

APPLICATION DE
L'ÉLECTROPHYSIOLOGIE
À L'AUDIOPROTHÈSE

Lac Obersee, Rapperswil-Jona, Suisse

DES PERFORMANCES AUTHENTIQUES



VÉRITÉ



Premier traitement phonémique du marché.
Grâce au système exclusif de traitement de signal ChannelFree™ de Bernafon, Vérité établit de nouvelles normes en matière d'aides auditives. Contactez-nous pour obtenir davantage d'informations sur Vérité.

PERFORMANCE DESIGN CONNECTIVITÉ

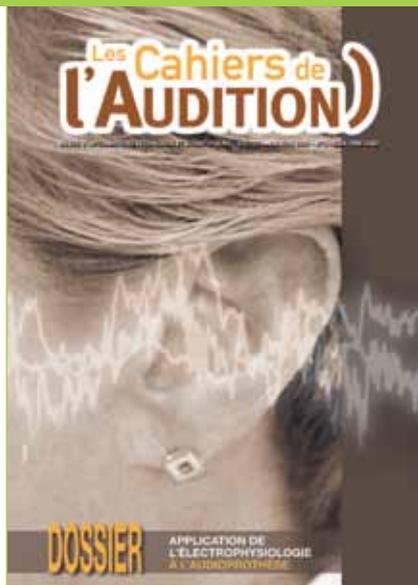


Bernafon AG
Morgenstrasse 131
3018 Bern, Suisse
www.bernafon.com

Prodition S.A.S.
37-39, rue Jean-Baptiste Charcot
92402 Courbevoie cedex, France
www.bernafon.fr

bernafon[®]
Your hearing • Our passion

SOMMAIRE



Publication de la S.A.R.L. GALATÉE

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

Rédacteur en Chef

Pr. Paul AVAN - Faculté de Médecine
Laboratoire de Biophysique
28, Place Henri DUNANT - BP 38
63001 Clermont Ferrand Cedex
Tél. : 04 73 17 81 35 - Fax : 04 73 26 88 18
paul.avan@u-clermont1.fr

Rédacteurs

François DEGOVE - francois.degove@wanadoo.fr
Arnaud COEZ - acoez@noos.fr
Assistante : C. DEGOVE
5, avenue Maréchal JOFFRE 92380 Garches
Tél. 01 47 41 00 14

Conception - Réalisation

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

Publicité

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

Service Abonnements

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

Dépôt Légal à date de parution

Mai / Juin 2009 - Vol. 22 - N°3
Imprimé par Néo-typo - Besançon

N°cappap 0411 T 87 860

Indexée dans : EMBASE / Excerpta Medica

5 Instructions aux auteurs

7 Éditorial

Paul Avan

9 Dossier

Application de l'électrophysiologie à l'audioprothèse

Mikaël MENARD

46 Veille technologique

Oticon

Widex

Siemens

Beltone

52 Livres et documents

François Degove et Dr S. Imbaud Genieys

56 Informations

EPU 2009

Otoforum 2010

Diplôme universitaire : Chirurgie plastique de la face

Compte rendu des Journées du B.I.A.P. Bordeaux. 1^{er} au 3 mai 2009

60 Psychoacoustique et surdité

Bases fondamentales implications prothétiques

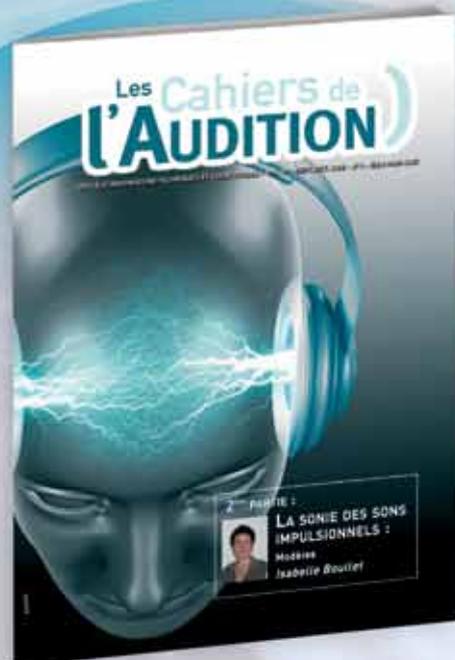
Réponses au QCM

Liste des annonceurs : Annuaire Français d'Audiophonologie • Bernafon • Phonak • Siemens
Starkey • Widex Acourex

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

Abonnez-vous dès aujourd'hui !*

*Les Cahiers de l'Audition sont uniquement disponibles sur abonnement.



A partir de
11 €
seulement
par trimestre !

6 n°/an

Les Cahiers de l'Audition

abordent tous les sujets importants comme

- l'acoustique,
- la psychoacoustique,
- l'audioprothèse,
- la physiologie et la pathologie de l'oreille,
- la psychologie
- et l'orthophonie.

Que vous soyez audioprothésiste, médecin ORL, acousticien, physiologiste, orthophoniste ou psychologue, *Les Cahiers de l'Audition* vous offrent un moyen exceptionnel pour être informé des évolutions de votre spécialité.

La revue de tous les professionnels de l'audiologie

Sous l'égide du Collège National d'Audioprothèse.

Indexation : Scopus

Bulletin d'abonnement 2009

À renvoyer à : Elsevier Masson - Service abonnements - 62 rue Camille-Desmoulins - 92442 Issy-les-Moulineaux cedex - www.elsevier-masson.fr

OUI, je souhaite m'abonner à la revue *Les Cahiers de l'Audition* pour un an.

Mes coordonnées

Mme Mlle M. Nom : _____
Prénom : _____ Adresse : _____
CP : _____ Ville : _____
Téléphone : _____
E-mail : _____ K09A405E

J'accepte de recevoir des informations commerciales de la société Elsevier Masson par e-mail.
Conformément à la loi "Informatique et Liberté" du 6/1/1978, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification des données personnelles vous concernant. Pour l'exercer, adressez-vous à : Elsevier Masson - Service Abonnements - 62 rue Camille-Desmoulins - 92442 Issy-les-Moulineaux cedex.

Éléments complémentaires

• **Mon abonnement commence avec le n° 1 - 2009.** Pour tout bulletin d'abonnement reçu après le 30 octobre 2009, nous mettrons en place un abonnement 2010 ; si vous souhaitez maintenir un abonnement 2009, cochez cette case :

• **Merci de nous préciser :**

Votre profession : _____

Votre mode d'exercice : _____

Je choisis de régler comptant dès aujourd'hui

Tarifs 2009 <small>validés jusqu'au 31/12/2008</small>	France <small>(TVA 2,1%)</small>	UE <small>(TVA 2,1%)</small>	Reste du monde <small>(TVA 0%)</small>
Étudiant (sur justificatif)	44 €	44,92 €	45 €
Particulier	88 €	89,85 €	90 €
Institution	132 €	155,19 €	156 €

*Les réductions exceptionnelles sont assujetties à la TVA. Pour bénéficier d'une telle possibilité, merci de nous communiquer votre numéro de TVA intracommunautaire. Elsevier Masson a un compte bancaire en Belgique. Pour plus d'informations, merci de contacter notre Service Abonnements.

Ci-joint mon règlement d'un montant de : _____ € TTC

Par chèque bancaire ou postal à l'ordre de Elsevier Masson

Par carte bancaire : Visa Eurocard / Master Card

n° : _____

Cryptogramme visuel (3 derniers n° au dos de votre CB) : n° _____

Date d'expiration : _____

Signature obligatoire : _____

ou Je choisis d'échelonner mon paiement (France uniquement)

Particulier : 22 € par trimestre

Étudiant : 11 € par trimestre (sur justificatif)

Je remplis l'autorisation de prélèvements automatiques ci-dessous :

AUTORISATION DE PRÉLÈVEMENT

J'autorise l'établissement bancaire de mon compte à prélever sur ce dernier, si ce dernier le permet, tous les prélèvements autorisés par le contractant désigné ci-dessous. En cas de litige sur un prélèvement, je pourrai en faire suspendre l'exécution par simple demande à l'établissement bancaire de mon compte. Je régularise le débiteur directement avec le contractant.

N° NATIONAL D'ÉMETTEUR
335 398

NOM, PRÉNOMS ET ADRESSE DU DÉBITEUR

NOM ET ADRESSE DU CRÉANCIER
**Elsevier Masson SAS - 62 rue Camille-Desmoulins
92442 Issy-les-Moulineaux cedex
RCS Nanterre B 542 037 031**

COMPTE À DÉBITER
IBAN : _____
C/C : _____
IBAN : _____

NOM ET ADRESSE DE L'ÉTABLISSEMENT TENEUR DU COMPTE À DÉBITER

Date et signature obligatoires : _____



Elsevier Masson SAS - Société par actions simplifiée au capital de 675.376 € - Siège social : 62 rue Camille-Desmoulins 92442 Issy-les-Moulineaux - RCS Nanterre B 542 037 031 - Locataire-gérant de Société d'Édition de l'Association d'Enseignement Médical des Hôpitaux de Paris.

Merci de renvoyer cette autorisation de prélèvement en y joignant un relevé d'équilibre bancaire (RIB) ou postal (RIP) ou de compte d'épargne (RCE). Les mandats des prélèvements échelonnés ci-dessus sont valables pour une durée d'un an. Ils sont susceptibles d'être tous à la hausse ou tous à la baisse au sein d'un abonnement. Seul justificatif de votre part, votre abonnement sera renouvelé.

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

Rédaction

Rédacteur en Chef :
 Pr. Paul AVAN

Rédacteurs :
 François DEGOVE & Arnaud COEZ

Comité de rédaction

Audiologie Prothétique : techniques d'appareillage, d'évaluation et de contrôle de l'Adulte et de l'Enfant :

Arnaud COEZ
 Thierry RENGLLET

Phonétique appliquée & audiométrie vocale :
 Frank LEFEVRE

Audiologie Médicale :
 Pr. Paul DELTENRE
 Docteur Jean-Louis COLLETTE

Audiologie Expérimentale :
Pr. Christian LORENZI
 Stéphane GARNIER
 Stéphane GALLEGO

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

Veille Technologique :
 Robert FAGGIANO

Veille Informatique :
 Charles ELCABACHE

Dossiers, Documents, Bibliographie & Communication :

Bernard AZEMA
 Arnaud COEZ
 François DEGOVE
 Philippe LURQUIN
 Benoît VIROLE

Comité associés

Comité de Lecture : Au titre de la Société Française d'Audiologie :

Président :
 Pr. Bruno FRACHET

Comité O.R.L. Audiophonologie : Responsable :
 Pr. Alain ROBIER

Adjoints :
 Pr. René DAUMAN
 Docteur Dominique DECORTE
 Docteur Christian DEGUINE
 Docteur Olivier DEGUINE
 Pr. Alain DESAULTY
 Docteur Jocelyne HELIAS
 Docteur Jacques LEMAN
 Docteur Lucien MOATTI
 Docteur Jean-Claude OLIVIER
 Docteur Françoise REUILLARD
 Pr. François VANECCLOO
 Pr. Christophe VINCENT

Au titre de Présidents des Syndicats Professionnels d'audioprothésistes :
 Benoit ROY
 Francine BERTHET
 Frédéric BESVEL
 Patrick ARTAUD

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

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

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

LES CAHIERS DE L'AUDITION SONT PUBLIÉS SOUS L'ÉGIDE SCIENTIFIQUE DU COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE

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

Président : Eric BIZAGUET

Premier Vice-Président :
 Frank LEFEVRE

Deuxième Vice-Président :
 Christian RENARD

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

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

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

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



Un Phonak pour chacun

Solutions complètes

Phonak est le leader de l'innovation sur qui l'on peut compter; il offre des solutions simples et intuitives à chaque patient, quels que soient l'allure de sa perte auditive, son style de vie, ses préférences personnelles, son âge ou son budget. Découvrez les avantages de la gamme complète et innovante des produits et services Phonak. Partagez avec tous vos patients la qualité et les performances supérieures de la technologie Phonak!

www.phonak.com

PHONAK

life is on



C'est l'un des objectifs avoués des Cahiers de l'Audition de créer des ponts entre l'abstrait du laboratoire de recherche et le concret du laboratoire d'audioprothèse. Objectif ou utopie ? Pour recopier mot pour mot François Degove à la page 61 de ce numéro « Disons tout de suite que lorsque j'ai commencé sa lecture, j'avais un peu un a priori en me disant que son contenu ne nous concernerait que de manière assez lointaine ». Combien d'entre vous, chers lecteurs, se font cette réflexion exactement en ce moment, en lisant le titre de ce numéro « Application de l'électrophysiologie à l'audioprothèse » ? Et François Degove d'enchaîner, tout comme vous-même dans quelques dizaines de pages : « ...Quelle erreur !... ».

Frais émoulu d'un laboratoire de pointe, l'UMR CNRS 5020 de Lyon dont l'exploration des fonctions auditives, notamment centrales, est l'un des axes importants, et désormais intégré au monde de l'audioprothèse, Mikaël Ménard incarne donc l'un des ponts que les Cahiers de l'Audition cherchent à promouvoir. Il a travaillé sur les ASSR, (Auditory Steady State Responses) pour rappeler la nature stationnaire du stimulus et des réponses qu'il évoque dans le système auditif. Brièvement, le stimulus est un son continu modulé à quelques dizaines de Hz et l'on détecte la présence de la modulation dans l'électroencéphalogramme : elle traduit le fait que des neurones ont pu la détecter, et s'y synchroniser. Ceci prouve alors que le son lui-même, c'est-à-dire la porteuse, a été détecté par la cochlée : d'où la possibilité parmi d'autres d'en tirer de l'information sur l'audibilité du son en question, et ce sans limitation quant à la bande de fréquence contrairement aux méthodes objectives habituelles comme les PEA. Beaucoup se sont acharnés à restreindre l'utilisation des ASSR à une mesure objective du seuil tonal, acharnement un peu aveugle car peu fructueux, au moins tant que la surdité n'est pas sévère... mais si on sait qu'elle l'est c'est qu'on connaît déjà les seuils et alors pourquoi utiliser les ASSR ? En fait Mikaël Ménard montre qu'avec de l'imagination - il en a... - on trouve plusieurs autres applications aux ASSR, qui ouvrent des perspectives réellement pratiques, par exemple, quant à une évaluation objective de la sonie et on pense alors à nos patients et à leurs difficultés liées au recrutement. Autre exemple traité, celui de la détection objective de l'efficacité d'un appareillage, notamment lorsque celui-ci est difficile. Un appareil, notamment un implant, émet des artéfacts électriques qui rendent les ASSR de réalisation délicate et Mikaël Ménard montre comment surpasser ce problème.

Pour en revenir à l'intérêt plus général de l'électrophysiologie, elle est malmenée dans l'esprit de beaucoup : est-ce normal qu'en 2009 les otoémissions restent cotées 0 Euro à la nomenclature des actes médicaux ? Est-ce normal que l'électrocochléographie ne soit plus jamais faite alors que son côté indispensable dans le diagnostic des neuropathies est reconnu, et que les neuropathies concernent 10% des surdités neurosensorielles (chiffres de la conférence internationale de Come 2008) ? Est-ce normal qu'une technique de pointe comme les ASSR n'intéresse qu'une marge de chercheurs un peu déconnectés de la réalité ? Selon nous si l'on répond oui à ces trois questions, c'est qu'on trouve tout aussi normal que lorsque les pouvoirs publics exigent des preuves du service médical rendu, on leur réponde « désolé, mais on ne sait pas faire »... Et bien sûr cette réponse serait non seulement suicidaire, mais erronée !



Passion™ 440



WIDEX

APPLICATION DE L'ÉLECTROPHYSIOLOGIE À L'AUDIOPROTHÈSE

Résumé

L'objectivation des mesures liées à l'audition représente un axe de recherche essentiel dans un cadre de dépistage de troubles de l'audition mais aussi de réhabilitation prothétique. Parmi les différentes méthodes existantes, la méthode des Auditory Steady-State Responses (ASSR) se trouve en plein essor et présente de multiples avantages. De son côté, l'implant cochléaire permet de redonner à un patient sourd la perception des sons à l'aide d'une stimulation directe du nerf auditif. Les mesures objectives présentent, dans ce cadre de l'implant, un intérêt encore supérieur avec une évaluation des performances de l'implant et une aide précieuse au réglage. La mesure ASSR comporte de nombreux atouts pouvant faire d'elle un candidat de choix pour les mesures objectives chez l'implanté.

Dans une première partie nous avons cherché à évaluer les performances et capacités de la mesure ASSR chez le sujet normo-entendant ainsi que malentendant, au travers de 4 études, dont l'une a donné lieu à publication dans la revue *Hearing Research*. Nous avons montré que cette méthode permettait une évaluation précise des seuils auditifs d'un sujet. De plus, l'amplitude de la réponse obtenue donne des informations pertinentes sur la sonie du sujet et permet la mise en évidence du phénomène de recrutement. Pour finir, en faisant varier un des paramètres de la stimulation nous pouvons étudier l'impact de la stimulation binaurale. Ces études mettent en évidence l'intérêt de la mesure ASSR dans un cadre beaucoup plus large que la « simple » objectivation de seuil dans l'étude du système auditif.

Dans une deuxième partie, nous avons étudié la possibilité de réaliser cette mesure ASSR chez le sujet implanté

cochléaire en validant l'origine de la réponse mesurée et en mettant au point un système de mesure. Pour cela nous avons évalué la réponse mesurée chez un groupe de sujets implantés et déduit de la non linéarité de la réponse obtenue son origine non artéfactuelle. Cette étude a donné lieu à une publication dans la revue *International Journal of Audiology*. L'analyse de cet artefact, lié à la stimulation, nous a amené à développer un système de mesure ASSR spécifique à l'aide duquel nous avons pu mettre en évidence la validité de la mesure ASSR chez un patient implanté cochléaire.

1

Introduction

Au même titre que les mesures PEA (potentiel évoqué auditif) ou Otoémission, la mesure ASSR est une méthode objective d'exploration de l'audition. Aujourd'hui, principalement utilisée dans la recherche de seuils auditifs, elle peut se révéler avoir un champ d'investigation beaucoup plus large que la simple audiométrie. Nous verrons au cours de cette partie, différentes applications et sujets pouvant être explorés. Le cadre de la réhabilitation prothétique se trouve être quant à lui un terrain vaste et très peu exploré où la technique ASSR pourrait se montrer fort utile et adaptée.

Une réponse ASSR est un potentiel évoqué pour lequel les composantes fréquentielles restent constantes en phase et en amplitude sur une période de temps continue (Regan, 1989). La méthode ASSR consiste à mesurer dans l'enregistrement EEG d'un sujet, une activité périodique induite par un stimulus auditif précis et continu dans le temps. Cette méthode fait appel au phénomène de « phase locking » en synchronisant certaines fibres nerveuses



Mikaël MENARD

D'après la thèse présentée devant l'université Claude Bernard - Lyon 1 pour l'obtention du diplôme de doctorat

Directeur de thèse :
Professeur Christian Berger-Vachon
Contact : mikmen@club-internet.fr

sur une fréquence de modulation lente. Le stimulus utilisé est périodique et le système auditif se synchronise sur cette périodicité. Contrairement à la réponse PEA, la réponse ASSR est générée par un stimulus continu dans le temps. Dans le cas d'un PEA, la réponse est classiquement engendrée par un pulse court, stimulant la cochlée entière. On peut alors suivre dans le temps l'évolution de la réponse dans le système auditif. Pour les ASSR, le stimulus vient exciter de façon continue une zone précise de la cochlée à une fréquence particulière que l'on pourra retrouver dans l'électroencéphalogramme (EEG). Contrairement aux autres méthodes objectives, pour lesquelles la stimulation et le recueil sont 2 parties distinctes dans le temps, la méthode ASSR réalise l'enregistrement EEG parallèlement et simultanément à la stimulation. Cet enregistrement est moyenné dans le temps afin d'en réduire le bruit (aléatoire en phase et en amplitude) et faire émerger la réponse (fixe en amplitude et en phase). L'analyse de la réponse passe par une décomposition en fréquence, permettant de distinguer correctement la fréquence recherchée.

2

La mesure ASSR

La méthode ASSR se base d'une part, sur la stimulation du système auditif à l'aide d'un stimulus continu et périodique et d'autre part sur l'analyse de l'activité EEG enregistrée simultanément.

2.1 Le stimulus

La précision de cette mesure permet de stimuler une zone très ciblée de la cochlée. De ce fait, cette technique conduit à une évaluation de l'audition précise en fréquence, comme l'aurait fait une audiométrie tonale. La fréquence particulière testée est la fréquence porteuse (Fp). Celle-ci est, dans le cas des ASSR, modulée en amplitude à une fréquence précise (Fm). Le stimulus alors présenté est une fréquence modulée en amplitude. En réponse à cette stimulation et dans le cas où la stimulation est bien perçue par le sujet, les fibres nerveuses excitées vont décharger de façon plus ou moins forte et plus ou

moins synchronisée suivant l'amplitude du signal présenté. Cette amplitude variant de façon sinusoïdale dans le temps aura pour conséquence une décharge du nerf auditif « calée » sur cette variation périodique. La fréquence de modulation d'amplitude sera pour nous le « marqueur » de la fréquence porteuse utilisée et nous permettra de savoir si la personne a entendu ou non le signal présenté.

Galambos et al (1981) furent les premiers à enregistrer et étudier la réponse ASSR. Cette étude mit en avant la plus ample réponse obtenue avec l'utilisation d'une fréquence de modulation de 40 Hz. Rickards et Clark montrèrent en 1984 que cette réponse ASSR pouvait être également enregistrée à d'autres fréquences de modulation mais que son amplitude diminuait avec l'augmentation de cette Fm. Ce phénomène peut s'expliquer par le « filtrage passe-bas » réalisé par le système auditif. Une fréquence de modulation faible comme le 40 Hz entraîne l'activation de nombreux centres auditifs, engendrant une activité cérébrale synchronisée importante. A contrario, une fréquence de modulation haute entraînera une activation moins corticale du système auditif. Si elle est vraiment trop haute, alors elle ne sera plus gérée de façon temporelle, mais de manière fréquentielle grâce à la tonotopie cochléaire.

Dobie & Wilson (1998) ont mis en évidence deux zones fréquentielles privilégiées pour la mesure ASSR, entre 40 et 50 Hz et entre 80 et 100 Hz. Les fréquences de modulation autour de 80 Hz se révèlent aujourd'hui les plus utilisées et les plus pratiques comme nous le verrons par la suite.

La fréquence testée correspondant à la fréquence porteuse (Fp) est elle aussi définie précisément et peut couvrir tout le spectre audible. Elle est principalement étudiée pour des fréquences de 500, 1000, 2000, 4000 Hz. En 2007, l'influence de la fréquence porteuse a été précisée avec la possibilité d'enregistrer des réponses ASSR à des fréquences allant de 250 Hz à 12 KHz, mais avec une baisse des performances de la réponse aux fréquences extrêmes (Tlumak et al ; 2007).

2.2. L'enregistrement

L'enregistrement de la réponse ASSR nécessite la mise en place d'une technique particulière se rapprochant de celle utilisée pour les PEA. Le moyennage est l'un des points clés dans la bonne mesure de ces réponses et nécessite un soin tout particulier afin que le bruit EEG soit correctement atténué (Geisler, 1960).

Avant d'obtenir la réponse ASSR, il nous faut faire l'acquisition de l'activité cérébrale du sujet en réponse au stimulus précédemment décrit. Cet enregistrement EEG est synchronisé à la stimulation et plus particulièrement à la fréquence de modulation. Il débute toujours sur la même phase de la modulante. Un trigger est généré toutes les n périodes (n étant un entier) afin de réaliser cette synchronisation. La durée de l'enregistrement est donc dépendante de la fréquence de modulation et rentrera en compte dans l'analyse par la suite. Notre enregistrement se compose de la réponse du système auditif ainsi que de toute l'activité du cerveau. Cette dernière se trouve être pour nous du bruit gênant dans l'enregistrement car seule nous intéresse l'activité du système auditif en réponse à notre stimulus. Afin d'améliorer le rapport signal sur bruit, un moyennage est effectué. Sans ce dernier, la réponse se retrouve entièrement noyée dans le bruit EEG et il est donc impossible de la distinguer. On réalise donc l'enregistrement de plusieurs traces EEG que l'on somme par la suite. Chaque enregistrement EEG a une durée correspondant à « n » périodes de la modulante utilisée. Le fait que « n » soit entier permet à chacun des enregistrements de toujours commencer sur la même phase de la modulante. La réponse du système auditif étant « calée » sur cette modulation, elle sera donc toujours identique pour chaque trace EEG et ainsi le moyennage n'affectera pas la réponse. Le bruit quant à lui, aléatoire en phase, se retrouve, grâce au moyennage, atténué, révélant au fur et à mesure la réponse ASSR. Plus le nombre de moyennes est grand, plus l'atténuation du bruit sera grande, mais plus la durée d'analyse sera elle aussi importante. En fonction de l'amplitude de la réponse ASSR, il faudra plus ou moins moyennage notre enregistrement.

La trace EEG ainsi obtenue contient la réponse ASSR sous forme d'une réponse périodique synchronisée à la fréquence de modulation avec un écart temporel ou latence induite par le traitement du système auditif. Cette trace peut être convertie et transformée en un spectre de fréquence. Sous cette forme la réponse, périodique, est très facilement identifiable et correspond à une raie spectrale à la fréquence de modulation considérée. La latence de la réponse, peut également être évaluée grâce au spectre de phase obtenu parallèlement au spectre d'amplitude. L'écart existant entre la phase de la modulante de stimulation et la phase de la réponse peut alors être converti en durée. Cette latence obtenue est juste à n périodes de la modulante près. En effet, il faut tenir compte dans ce calcul du fait que l'écart de phase mesuré est juste à 2π près.

$$\left(\frac{\text{Ecart de phase} + n \cdot 2\pi}{2\pi} \right) \cdot \left(\frac{1}{F_m} \right) = \text{Latence}$$

C'est cette forme d'analyse en fréquence qui est retenue pour l'étude de la réponse ASSR. La réponse ASSR chez l'humain a été étudiée en utilisant une analyse de Fourier [Stapells et al, 1984] ou encore une transformée de Fourier [Rickards & Clark, 1984]. L'analyse de Fourier [Regan, 1966 ; 1977 ; 1989] évalue la réponse à une fréquence spécifique en multipliant l'activité mesurée au sinus et cosinus de la fréquence considérée. Le résultat produit deux valeurs, x et y, relatives chacune au sinus et au cosinus. A partir de ces valeurs, l'amplitude et la phase de la réponse peuvent être calculées.

$$\text{Amplitude} = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$\text{Phase} = \tan^{-1}(y/x)$$

La transformée de Fourier quant à elle, convertit un ensemble de valeurs représentées dans le temps en valeurs complexes définies en fréquence. Ces valeurs complexes peuvent être transformées, de la même manière qu'au-dessus, en valeurs d'amplitude et de phase. Cette transformée de Fourier est couramment utilisée sous forme numérique afin d'évaluer le spectre global d'un signal. Suivant la taille de la fenêtre d'analyse, on peut étudier, plus ou moins précisément, les variations au cours du temps des fréquences composant le signal.

Ce traitement est couramment implémenté sous forme d'une FFT (Fast Fourier Transform) [Cooley & Tukey, 1965] se limitant à certaines fréquences ou ensemble de fréquences mais permettant d'envisager un traitement en temps réel. Une FFT calcule le spectre d'un signal sur une largeur allant de 0 à la moitié de la fréquence d'acquisition du signal temporel (fréquence de Nyquist). Les raies spectrales sont séparées les unes des autres par le nombre de points considérés pour l'analyse FFT (ex : 1024). Malgré tout, ce type d'analyse demande une forte puissance de calcul, même si les processeurs ou DSP (Digital Signal Processor) actuels sont de plus en plus prévus à cet effet et architecturés en conséquence. Il faut, de plus, tenir compte d'un certain équilibre entre résolution spectrale et temporelle. Une bonne résolution spectrale engendrera une faible précision temporelle et inversement. En contre partie, l'analyse du signal à l'aide d'une FFT, permet d'avoir une vision globale du signal en fréquence. On ne mesure donc pas une unique fréquence, contrairement à l'analyse de Fourier, mais plusieurs dont la fréquence cherchée (F_m), les autres correspondant au bruit EEG.

2.2.1. Le bruit

Comme nous l'avons vu précédemment, la réponse ASSR est mesurée conjointement à d'autres activités électriques. Celles-ci proviennent du fonctionnement même du cerveau, mais aussi des muscles de la face, du cou, des yeux... ainsi que du bruit engendré par les appareils de mesure. Le système de mesure considère la réponse ASSR comme le signal utile et tout autre activité comme du bruit. Améliorer le rapport signal sur bruit est une étape primordiale dans cette analyse. Suite à cela, il est essentiel de pouvoir interpréter ce rapport et de pouvoir dire dans quel cas la réponse ASSR à la fréquence de modulation est différente du bruit EEG.

Les bruits intermittents et de forte amplitude générés principalement par l'activité musculaire peuvent être contrôlés par un système de « réjection d'artéfact » rejetant les traces acquises trop bruitées et améliorant du coup le rapport signal sur bruit. John et colla-

borateurs ont montré qu'une méthode de pondération des enregistrements pouvait être également utile et donner de très bons résultats. Pour cela, à chaque trace enregistrée servant au moyennage est attribuée une valeur relative à sa variance et donc à l'importance du bruit. Les traces sont chacune multipliées par leur propre poids avant d'être sommées. Les traces les plus bruitées n'auront alors que peu d'influence dans la trace finale. Le bruit a pour caractéristique d'être aléatoire en phase et en amplitude, ce qui rend possible son atténuation par moyennage. Il est également présent sur tout le spectre de manière plus ou moins importante. C'est dans les basses fréquences qu'il se révèle avoir la plus grande amplitude en moyenne et donc qu'il est le plus perturbant.

Différents tests statistiques ont été envisagés afin de permettre une évaluation objective de cette comparaison entre réponse et bruit (F-test entre les amplitudes du bruit et de la réponse, évolution de la phase de la fréquence de la réponse...).

2.2.2. L'état de vigilance

L'attention et l'état de veille des patients ont une réelle importance dans l'activité cérébrale et par là même sur la réponse ASSR. Il faut donc faire attention à ce paramètre afin de ne pas mal interpréter le résultat obtenu. L'effet de l'attention du patient lors de la stimulation est un paramètre très difficile à mettre en évidence car difficilement contrôlable. Makeig et Galambos ont en 1989, révélé un effet de l'attention important pour des fréquences de modulation basses (autour de 40 Hz), traitées principalement à un niveau cortical. Cet effet se traduit par une modification de l'amplitude de la réponse ASSR. En moyenne, l'amplitude de la réponse mesurée pendant le sommeil, pour une fréquence de modulation autour de 40 Hz, est divisée par deux et se retrouve donc difficilement identifiable lorsque l'on se rapproche du seuil auditif où la réponse ASSR est moins ample. Résultat confirmé en 2004 par les travaux de Ross et al qui ont montré que cet effet était encore plus important dans l'hémisphère gauche. Rockstroh en 1996 et Makeig en 1996 ont également montré que cette

réponse pouvait être perturbée par des phénomènes autres qu'auditifs. Cohen et collaborateurs (1991) ont montré que pour des fréquences de modulation supérieures à 70 Hz, le sommeil n'était plus perturbant (résultats répliqués par Levi et al, en 1993 et Lins et Picton en 1995). Parallèlement à cela, il faut noter qu'en phase de sommeil, le bruit EEG induit par l'activité musculaire est très fortement réduit et permet d'obtenir un rapport signal sur bruit très intéressant. Ces différents points mettent en évidence l'intérêt d'utiliser une fréquence de modulation de 80 Hz conjuguée au sommeil du patient.

2.2.3. L'âge

L'un des intérêts majeurs d'une telle méthode reste l'étude objective de l'audition chez les sujets très jeunes et les nouveaux nés. Malheureusement, la mesure ASSR pour des fréquences de modulation autour de 40 Hz est très difficile à mettre en place chez le nouveau né [Stapells et al, 1988 ; Levi et al, 1993]. L'amplitude de la réponse mesurée se trouve être plus faible chez l'enfant que chez le sujet adulte. Ce phénomène peut s'expliquer, tout d'abord, par l'immaturation du système auditif chez l'enfant, limitant l'intégration du signal au niveau cortical mais aussi par le fait que cette mesure réclame du calme afin d'avoir un bruit EEG faible. Or chez un nouveau né, cela n'est pas évident et le sommeil se révèle quant à lui perturbant à 40 Hz comme nous l'avons vu précédemment. La solution vient à nouveau du 80 Hz grâce auquel la mesure ASSR chez l'enfant devient possible [Rickards et al, 1994, Lins et al, 1996]. John et associés ont montré en 2004 qu'il était également possible d'enregistrer des réponses ASSR pour des stimulations multiples (voir partie sur les paramètres de stimulation juste après) chez l'enfant, réduisant à nouveau le temps de mesure et facilitant par-là même l'acquisition.

Concernant les sujets adultes, il n'a été montré aucune différence relative à l'âge [Boettcher et al, 2001] même si une certaine stabilité dans la réponse semblait s'établir au fur et à mesure de l'âge de par la maturation du traitement cortical de l'information auditive [Poulsen et al, 2007 ; Small et al. 2006].

2.3. Les différents types de stimulation

La méthode ASSR connaît de multiples évolutions rendant sa mesure encore plus précise et plus rapide. Parmi ces optimisations, on trouve de multiples améliorations du stimulus utilisé.

2.3.1. La modulation d'amplitude

Ce stimulus comme nous l'avons vu précédemment, se compose, dans sa forme la plus simple, d'une fréquence porteuse modulée en amplitude (AM). (voir figure n°1). L'énergie du signal se retrouve donc concentrée en 3 pics fréquentiels à la fréquence porteuse ainsi qu'à plus ou moins la fréquence de modulation.

$$\text{Signal} = (\text{Amp} \cdot \sin(2\pi \cdot \text{Fp} \cdot t) \cdot (\text{Pmod} \cdot \sin(2\pi \cdot \text{Fm} \cdot t) + 1)) / (1 + \text{Pmod})$$

Le signal est créé à partir de la formule ci-dessus. « Amp » étant l'amplitude du signal à créer, « Pmod » étant la profondeur de modulation du signal, « Fm » la fréquence de modulation, « Fp » la fréquence de la porteuse et « t » le paramètre de temps. Cette pro-

fondeur de modulation correspond au rapport entre la différence et la somme du minimum et du maximum de la profondeur du stimulus (voir figure n°1 et n°2). L'amplitude de la réponse ASSR obtenue sature en amplitude à partir d'une profondeur de modulation de 50% [Lins et al, 1995]. Ceci peut être expliqué par la variation d'énergie de la stimulation engendrée par cette variation de profondeur. Dans le cas où l'on maintient un niveau de stimulation RMS constant, la profondeur de modulation à 100% est alors plus efficace [Viemeister et al, 1987 ; John & Picton 2000]. Dans le cas d'une stimulation à 100% de profondeur, l'énergie du signal passe par un maximum variant suivant l'intensité du signal présenté à un minimum toujours identique, égal à 0. Il faut prendre en considération la distorsion produite par ce type de stimulation. En effet, la modulation d'amplitude présentée au sujet et bien sinusoïdale. La réponse du nerf auditif peut être quant à elle différente. Dans ce cas, de nombreux harmoniques peuvent être créés et donc disséminer la réponse sur plusieurs fréquences rendant la détection d'autant plus difficile [Lins et al.].

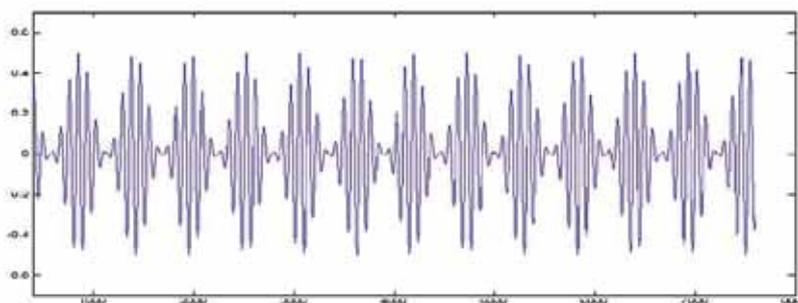


FIGURE 1 : STIMULATION ASSR. FP = 500 HZ, FM À 80 HZ, PROFONDEUR DE MODULATION 100%.
ECHELLE : ORDONNÉE : AMPLITUDE (1, -1) ; ABSCISSE : DURÉE EN ÉCHANTILLONS (44100/SEC)

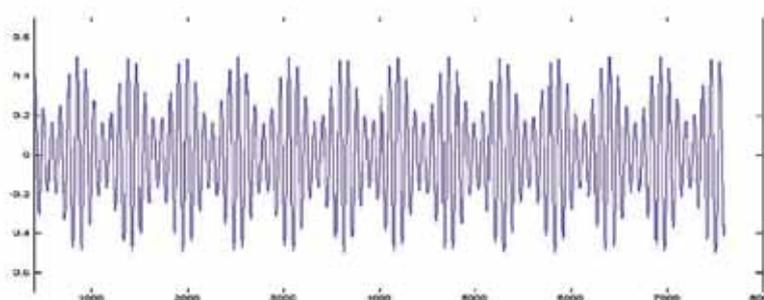


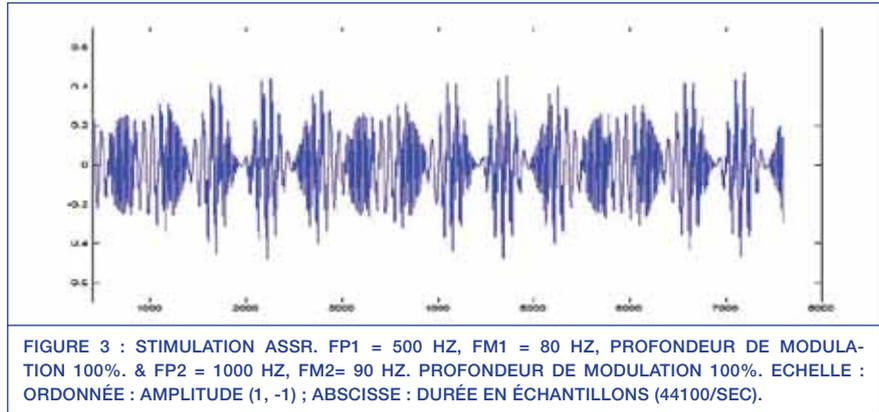
FIGURE 2 : STIMULATION ASSR. FP = 500 HZ, FM À 80 HZ, PROFONDEUR DE MODULATION 50%.
ECHELLE : ORDONNÉE : AMPLITUDE (1, -1) ; ABSCISSE : DURÉE EN ÉCHANTILLONS (44100/SEC)

2.3.2. La multi-stimulation

Regan et associés, furent les premiers à montrer en 1988 la possibilité d'enregistrer plusieurs réponses ASSR simultanément. Pour cela ils ont utilisé non plus une fréquence modulée en amplitude, mais deux fréquences porteuses, chacune modulée en amplitude à une fréquence de modulation différente (voir figure n°3). Chaque fréquence de modulation est représentative de l'une des fréquences testées. L'analyse fréquentielle (FFT) est particulièrement bien adaptée à ce type d'exercice, en permettant de détecter précisément ces modulations séparément et sans que l'une n'interfère avec l'autre.

Cette approche multifréquence permet d'accélérer la méthode ASSR. En effet, si ces fréquences n'interagissent pas les unes sur les autres et si le bruit de mesure EEG reste inchangé, le temps de mesure se retrouve divisé par le nombre de fréquences testées simultanément. Dans le cas où la réponse ASSR a une amplitude de réponse moins ample que lors d'une stimulation multiple, il est malgré tout plus intéressant d'utiliser cette stimulation multiple tant que cette diminution n'est pas supérieure à $1/N$, N étant le nombre de fréquences présentées simultanément (John et al, 1998).

Lins et Picton ont étudié en 1995, la possibilité de mesurer cette réponse ASSR à différentes fréquences et ce dans les deux oreilles simultanément. Le stimulus utilisé se compose de plusieurs fréquences, chacune modulée à une fréquence particulière entre 80 et 105 Hz. Ils n'ont pas relevé d'interaction et de différence significative d'amplitude de réponse jusqu'à 4 fréquences simultanées par oreille. John approfondit cette étude en 1998 en montrant que certaines précautions doivent malgré tout être prises. Dans une même oreille, les différentes fréquences doivent être séparées les unes des autres par au moins 1/4 d'octave. De plus, au-dessus de 75 dB SPL et pour des fréquences de modulation inférieures à 60 Hz, cette indépendance des réponses obtenues n'est plus vraie. Ces limitations trouvent une explication physiologique dans deux phénomènes. Tout d'abord, le pattern d'excitation engendré dans la



cochlée par une fréquence pure s'élargit avec l'intensité de stimulation. Pour une intensité donnée, lorsque l'on stimule la cochlée à une fréquence précise, les CCI spécifiques à cette fréquence répondent mais également certaines fibres adjacentes, normalement spécifiques à une autre fréquence. Pour des stimulations trop fortes et dans le cas d'une stimulation multiple, ces patterns vont se chevaucher et donc interagir en faussant les résultats obtenus. Cette explication est également vraie dans le cas de fréquences de stimulation trop proches. Ensuite, dans le cas de fréquences de modulation lentes, la stimulation engendre une activation plus corticale où l'interaction entre fréquence est beaucoup plus grande, faussant par-là même les résultats mesurés. Cette interaction engendre, dans la majeure partie des cas, une diminution de l'amplitude de la réponse, mais elle peut à l'inverse entraîner une augmentation de cette amplitude. Certaines études ont étudié ce phénomène, où l'ajout de hautes fréquences de test entraînait un léger accroissement de l'amplitude des réponses aux fréquences plus faibles [Dolphin & Mountain, 1993; Dolphin et al, 1994; John et al, 1998, 2002b].

Dans l'exemple d'une stimulation à deux fréquences porteuses (f_1 et f_2) de multiples harmoniques sont créés à $nf_1 \pm mf_2$ (avec n et m des entiers) [Regan, 1988, 1993, 1994ab]. Ces distorsions créées par le système auditif, sont également mesurables dans l'enregistrement EEG et peuvent apporter de l'information sur le fonctionnement et le traitement de l'information au travers du système auditif. Ces résultats confirment la possibilité d'enregistrer simultanément plusieurs réponses ASSR et par-là même

de réduire de manière très importante le temps nécessaire à une étude précise de l'audition d'un patient. Dans ce type d'étude une fréquence de modulation autour de 80 Hz se révèle particulièrement mieux adaptée qu'une fréquence de 40 Hz [John et al., 1998].

2.3.3. La modulation de fréquence

La modulation de fréquence (FM), implique une variation de la fréquence de la Fp en place ou en plus de la variation de son amplitude et entraîne par-là même un pattern d'activation au niveau de la membrane basilaire plus large, d'où une réponse plus ample. L'équation régissant cette modulation de fréquence est la suivante :

$$\text{Signal} = \sin(2\pi.F_p.t + ((F_p/2F_m). \sin(2\pi.F_m.t)))$$

Avec dans cette équation, « F_m » comme fréquence de modulation (modulation de fréquence dans cette équation), « F_p » la fréquence de la porteuse et « t » le paramètre de temps.

2.3.4. La modulation mixte

La modulation mixte (MM), caractérise la modulation de la fréquence simultanée de l'amplitude et de la fréquence. Dans ce cas les deux modulations se font à la même fréquence et doivent être synchronisées en phase, pour qu'il n'y ait pas d'interaction « négative » entre les deux. John et collaborateurs (2001) ont montré que l'utilisation conjointe d'une modulation de fréquence et d'une modulation d'amplitude entraînait une réponse plus ample correspondant à un peu moins de la somme des deux répon-

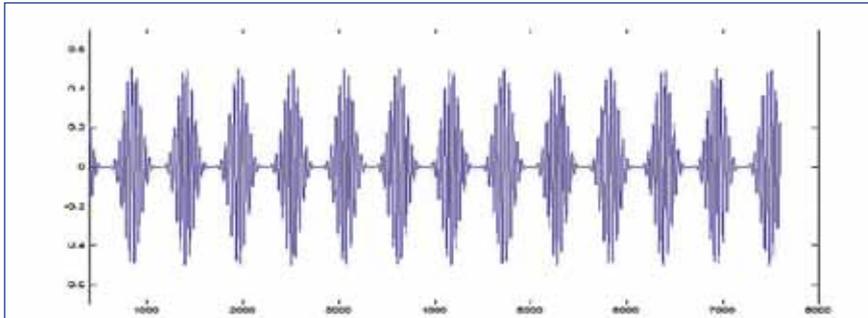


FIGURE 4 : STIMULATION ASSR. FP1 = 1000 HZ, FM1 = 80 HZ EXPONENTIEL, PROFONDEUR DE MODULATION 100%. ECHELLE : ORDONNÉE : AMPLITUDE (1, -1) ; ABSCISSE : DURÉE EN ÉCHANTILLONS (44100/SEC).

ses. Dimitrijevic a également étudié en 2001 l'apport de cette stimulation mixte dans le cas où ces deux modulations sont indépendantes et donc de fréquences différentes. On obtient alors deux pics fréquentiels pour chaque fréquence porteuse utilisée. L'amplitude des réponses ASSR alors obtenues avec l'utilisation de ces IAFM (Independent Amplitude and Frequency Modulation) est moins grande que lorsque les fréquences sont identiques ou présentées de façon indépendante.

2.3.5. La modulation d'amplitude exponentielle

John et associés ont proposé en 2002 de modifier la modulation d'amplitude sinusoïdale de la porteuse, par une fonction sinusoïdale exponentielle (voir figure n°4). Cela se traduit par l'équation suivante régissant la modulation (pour une profondeur de 100%) :

$$\text{Modulation} = ((\sin(2\pi \cdot F_m \cdot t) + 1) / (2))^N$$

N étant l'exposant choisi. L'utilisation d'une telle modulation, permet un accroissement de l'amplitude de la réponse ainsi qu'une réduction de la latence pour des Fm autour de 80 Hz et ce principalement pour les « moyennes » fréquences autour de 1500-2000 Hz. Grâce à cela, on augmente le rapport signal sur bruit et on facilite la détection de la réponse. La déformation créée par cet exposant entraîne une modification de la stimulation tout en gardant la périodicité du signal. Au niveau des fibres nerveuses, on obtient un « contraste » plus fort entre le minimum et le maximum de la stimulation, expliquant cet accroissement de la réponse.

2.4. Influence de l'intensité de stimulation

L'intensité de la stimulation ASSR a pour conséquence d'accroître l'amplitude de la réponse ASSR. Plus cette stimulation est forte en dB, plus l'amplitude de la réponse augmente en nanoVolts. Cette relation est vraie quelle que soit la fréquence porteuse ou de modulation choisie. Pour exemple, Stapells en 1984 a reporté un rapport de 5 à 10 nV/dB pour des stimuli de 500 Hz modulés à 40 Hz. Rodrigez et associés (1986) ont relevé le même accroissement pour des fréquences porteuses de l'ordre de 1000 Hz. Lins et associés en 1995 ont noté la même relation mais en moins fort, de l'ordre de 2 nV/dB, pour des fréquences de modulation autour de 80 Hz. Enfin Picton en 2000 a confirmé cette relation lors de stimulations multiples.

La latence de la réponse se trouve également modifiée par l'élévation de l'intensité de stimulation. Plus cette intensité de stimulation est grande plus la latence de l'onde mesurée se réduit. On retrouve ce phénomène dans d'autres mesures objectives telles que les PEA ou Speech ABR.

Ce phénomène trouve une explication physiologique à travers plusieurs mécanismes. Pour des intensités de stimulation faibles, inférieures à 50 dB HL (ou confortable/faible comme nous le verrons plus tard), seules les fibres répondant particulièrement à la fréquence porteuse utilisée sont excitées. Dans ce cas, la tonotopie cochléaire est bien respectée et le codage de l'intensité se fait à travers le nombre de fibres excitées, par leur intensité de décharge ainsi que par leur taux de synchronisme.

Cette sélection relative à la localisation cochléaire fonctionne grâce aux CCE qui « focalisent » l'excitation. Au-dessus de 60 dB HL ces CCE sont saturées et ne sont alors plus fonctionnelles. La membrane basilaire se comportera alors à l'image d'une corde tendue sur laquelle on fait tomber un poids plus ou moins lourd. Pour un poids faible la corde « s'enfoncera » peu alors que pour un poids fort elle le sera plus, mais surtout la largeur sur laquelle ce phénomène se répercutera sera beaucoup plus importante. Dans le cas de la membrane basilaire cela se traduira par l'excitation de fibres normalement réservées à d'autres fréquences. Le codage de l'intensité se fera alors par la largeur du pattern d'activation.

3

Système de mesure et technique

3.1. Le système MASTER

Le système MASTER a été développé par M.S. John, T.W. Picton et leurs associés à la fin des années 90, dans le but d'automatiser et de rendre plus accessible la mesure et la recherche de seuils auditifs à l'aide des ASSR. Ce système regroupe et met en œuvre les dernières innovations en termes d'optimisation de stimulus ainsi que de traitement du signal dans le cadre de la mesure ASSR. Plusieurs systèmes commerciaux se sont spécialisés dans ce traitement en se basant sur d'autres points d'analyse différents tels que le système AUDERA se basant sur la détection des variations de phase. Le système MASTER commercialisé par la société Bio-Logic se base sur les travaux de John et Picton et sera utilisé dans la suite pour une partie de nos travaux.

Ce système permet l'étude objective des seuils auditifs d'un patient en se basant sur la technique des ASSR. Au sein de ce système se trouvent englobées toutes les différentes fonctions nécessaires à cette mesure ASSR décrites au-dessus (génération des stimuli sonores, enregistrement de l'activité cérébrale, analyse en fréquence des recueils et évaluation des seuils). C'est donc un système complet d'analyse en temps réel des réponses ASSR. Malheureusement, ce système reste orienté « audiométrie

objective » et se révèle insuffisant pour certains objectifs de ce travail (comme nous le verrons plus tard) et ce, malgré les nombreux paramètres modifiables.

3.1.1. Les paramètres de mesure

L'utilisateur a accès à de nombreux paramètres afin de personnaliser et évaluer les paramètres voulus de la manière voulue. On retrouve pour cela, le paramétrage des différents points cités dans la description des ASSR.

Nombre de fréquences testées simultanément (4 par oreilles maximum) :

- Fréquences porteuses.
- Fréquences de modulation.
- Type de modulation (amplitude, exponentielle, modulation de fréquence).
- Profondeur de modulation.
- Intensité de départ du test (en dB HL).
- Pas de mesure (en dB HL).
- Intensité finale.
- Nombre maximum de trace EEG pour le moyennage.
- Tension max de la trace EEG, afin de rejeter les traces trop bruitées (µV).

3.1.2. Acquisition et traitement.

Le logiciel MASTER mesure la différence de potentiel entre les différentes électrodes placées sur le sujet. Le signal électrique mesuré est échantillonné à une fréquence de 1200Hz. Chaque fenêtre se compose de 1024 points échantillonnés à l'aide d'un buffer physique présent dans le boîtier du système. Le nombre de points sur lesquels la FFT va être réalisée va fortement influencer la résolution fréquentielle de notre mesure. En effet, pour une FFT réalisée sur une seule fenêtre on aura :

$$\text{Résolution} = \frac{1}{(\text{Nombre de points} * \text{Fréquence d'échantillonnage})} = \frac{1}{(1024/1200)} = 1,17 \text{ Hz}$$

Afin d'améliorer cette précision fréquentielle, Le système MASTER réalise donc une FFT sur un nombre de fenêtres supérieur pour augmenter le nombre de points. En choisissant 16 fenêtres (donnée paramétrable) on obtient 16384 points et donc une résolution fréquentielle plus fine de : 0,073Hz.

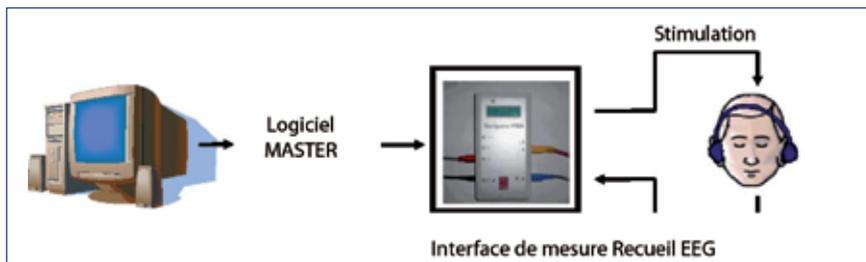


FIGURE 5 : SCHÉMA DE MONTAGE DU SYSTÈME MASTER

3.1.3. Evaluation de la significativité de la réponse

Afin d'évaluer la significativité des réponses, le logiciel va comparer l'amplitude des raies spectrales aux fréquences de modulation recherchées à l'amplitude des raies voisines n'ayant pour autre origine que le bruit EEG. La méthode statistique utilisée ici est la méthode du F-Test. L'émergence d'un pic au milieu de ce bruit correspond à la présence d'une réponse et donc du fait que la personne a entendu la fréquence présentée. On fait de même, sur le même enregistrement et simultanément pour chaque fréquence porteuse générée. Le système MASTER nous renvoie, à chaque calcul du spectre de l'enregistrement, l'amplitude des fréquences de modulation considérées ainsi que la valeur du F-test réalisé. Afin de considérer les valeurs comme stables, il faut attendre plusieurs moyennages, afin de confirmer dans le temps

cette émergence. Le nombre de trace EEG maximum atteint, le logiciel décroît l'intensité de stimulation du pas sélectionné automatiquement. La significativité des fréquences de modulation est à nouveau évaluée et ce jusqu'à l'intensité de stimulation minimum fixée. L'audiogramme du patient est alors construit à partir des valeurs obtenues. Une correction de + ou - x dB peut être mise en place modifiant le seuil ainsi obtenu de façon statistique.

3.2. Notre propre système de mesure

Afin de réaliser notre propre analyse et pouvoir exploiter cette méthode en dehors des cadres de mesure imposés par les systèmes dits « commerciaux », nous avons mis en place et réalisé notre propre système de mesure ASSR. Il nous semble en effet intéressant de pouvoir tester différents types de stimuli pouvant être différents des stimuli « classiques » proposés par les systè-



FIGURE 6 : FENÊTRE DES PARAMÈTRES DE MESURE DU SYSTÈME MASTER..

mes à disposition. De plus l'adaptation à l'implant cochléaire, comme nous le verrons plus tard, nous impose de pouvoir contrôler complètement notre stimulation. L'analyse des signaux EEG est, par-là même, modifiable et paramétrable. La création des stimuli ainsi que l'analyse des signaux EEG enregistrés sont réalisées grâce à l'outil de programmation Matlab.

3.2.1. La stimulation

Le stimulus auditif utilisé est réalisé avant la manipulation sous Matlab. Il est ensuite sauvegardé sous forme d'un fichier WAV que l'on peut présenter au sujet à l'aide d'un PC relié à un audiomètre afin de parfaitement contrôler son intensité. Ce stimulus se doit de répondre à plusieurs contraintes liées aux paramètres de stimulation et de recueils choisis. Il se compose de deux parties distinctes, à usage différent, mais malgré tout fortement liées. D'une part le stimulus à proprement parler qui est présenté au sujet et un trigger qui permet de renseigner et synchroniser l'enregistrement. Le stimulus auditif est constitué basiquement d'une fréquence porteuse modulée en amplitude.

Le trigger quant à lui est un pulse émis toutes les N périodes de la modulante (avec N entier) (voir figure n°9).

La durée de stimulation pouvant varier d'un sujet à un autre, nous avons fait le choix de créer un son pouvant être lu en continu, se répétant sans aucun décalage et de façon totalement transparente pour le sujet. Pour cela le signal réalisé doit comprendre un nombre entier de périodes de pulse, donc un nombre entier de périodes de la modulante mais aussi un nombre entier de périodes de la fréquence porteuse. Dans le cas contraire, on peut avoir un décalage préjudiciable de la réponse mesurée, ainsi qu'un artefact acoustique pour le patient sous la forme d'un claquement du son, lui aussi néfaste pour la réponse.

Le son WAV stéréo ainsi créé comporte le stimulus acoustique sur une des voies du signal et sur l'autre le trigger. Le son sortant de la carte son du PC est ensuite réparti pour la partie stimulus à l'audiomètre pour régler l'intensité du signal, puis au sujet et le trigger lui est envoyé au système de recueil EEG.

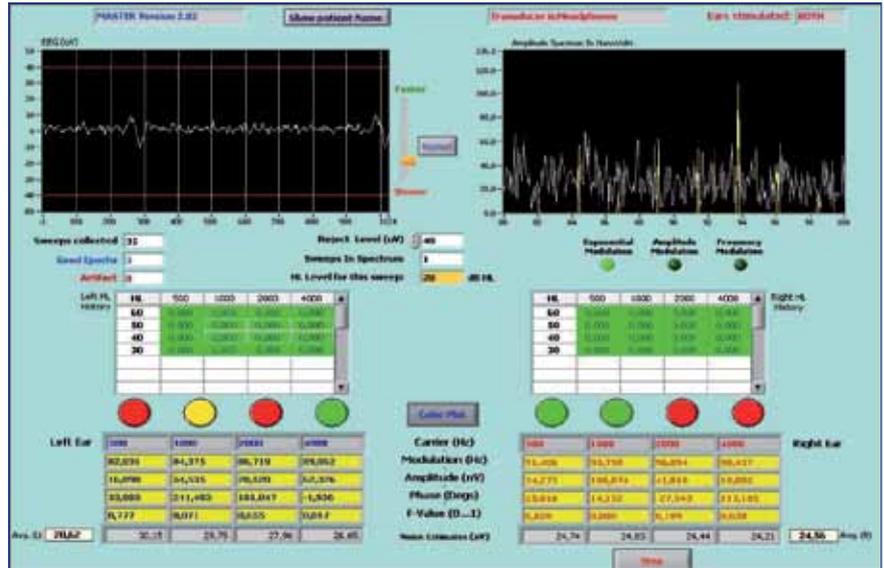


FIGURE 7 : INTERFACE GRAPHIQUE D'ACQUISITION DU SYSTÈME MASTER. EN TEMPS RÉEL SONT AFFICHÉES LES FENÊTRES DE 1024 POINTS DE L'ACQUISITION ET LE SPECTRE DE L'ENREGISTREMENT MOYENNÉ À CHAQUE NOUVELLE ACQUISITION DE 16 FENÊTRES. AU CENTRE DE L'ÉCRAN SONT DONNÉS LES PARAMÈTRES DE STIMULATION. DANS LA PARTIE BASSE EST AFFICHÉE L'AMPLITUDE DES PICS À CHAQUE FRÉQUENCE DE MODULATION ET LEUR SIGNIFICATIVITÉ SYMBOLISÉE PAR UN ROND DE COULEUR (ROUGE SI NON SIGNIFICATIF PAR RAPPORT AU BRUIT EEG, VERT SI UN PIC RESSORT).

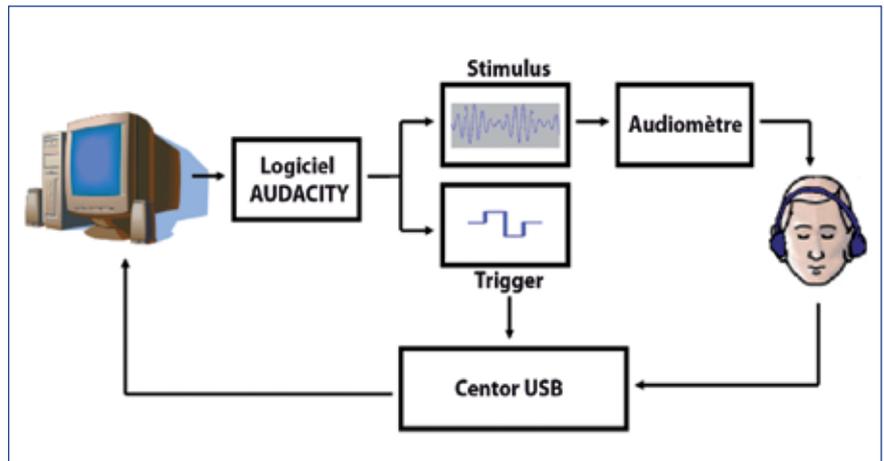


FIGURE 8 : SCHÉMA DE MONTAGE DE NOTRE SYSTÈME.

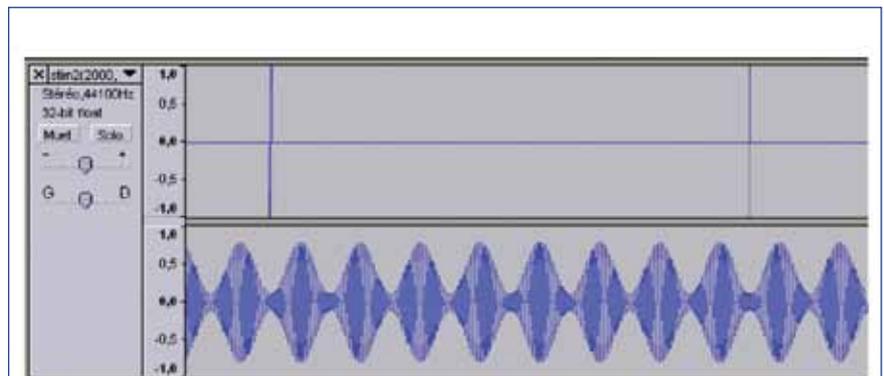


FIGURE 9 : EXEMPLE DE STIMULATION CRÉÉE SOUS MATLAB ET PRÉSENTÉE SOUS AUDACITY. SUR LA PREMIÈRE VOIE, ON RETROUVE LE TRIGGER PERMETTANT LA SYNCHRONISATION DE L'ENREGISTREMENT. SUR LA VOIE DU BAS, ON PEUT VOIR LE STIMULUS AUDITIF PRÉSENTÉ AU SUJET, UNE FRÉQUENCE PURE, MODULÉE EN AMPLITUDE

3.2.2. L'enregistrement

En parallèle de la lecture de la stimulation, décrite au-dessus, est réalisé l'enregistrement de l'activité cérébrale du patient. L'objectif étant de capter l'activité particulière du système auditif qui doit être synchronisée sur la fréquence de modulation utilisée dans le cas où le sujet entend la stimulation présentée.

Cet enregistrement est réalisé à l'aide d'un Centor USB de la société Racia-Alvar. Celui-ci se compose d'un boîtier, contrôlé et relié à un PC, ainsi que d'une « têtère » sur laquelle se branchent les électrodes de recueil placées sur la tête du sujet. Ces électrodes sont positionnées de la façon suivante : le « + » au vertex, le point le plus haut du crâne, le « - » sur la nuque, juste en dessous de la ligne des cheveux et enfin la « masse » sur le front du sujet. L'activité cérébrale ainsi captée est envoyée jusqu'à la « têtère » où le signal est filtré et numérisé avant d'être transmis au boîtier et au PC. Ce dernier permet de contrôler le filtrage, l'amplification et le moyennage réalisé (voir capture écran Centor).

Compte tenu des fréquences recherchées (autour de 80 Hz), le filtrage est passe-bande entre 64 et 160 Hz. Le moyennage quant à lui se compose d'environ 1000 traces additionnées les unes aux autres. Chacune d'elles a une durée de 95 ms équivalente à un peu moins de 8 périodes d'une fréquence de 80 Hz. La synchronisation exacte de l'enregistrement sur la stimulation se fait grâce au Trigger. A chaque pulse du Trigger, le Centor USB démarre l'acquisition d'une trace d'une durée de 95 ms (inférieur à 8 périodes de 80 Hz). Au pulse suivant il lance une nouvelle acquisition qui sera ajoutée à la précédente...

Chaque trace étant synchronisée à la modulation recherchée (toujours la même phase) cette modulation s'ajoute. Si elles n'étaient pas en phase, cette addition entraînerait l'annulation progressive de la réponse. C'est ce qui se passe pour le bruit EEG, qui lui a une phase aléatoire et qui, par-là même, est encore moins synchronisée sur la stimulation !!! Au fur et à mesure du moyennage, le bruit s'annule, alors que la réponse reste.

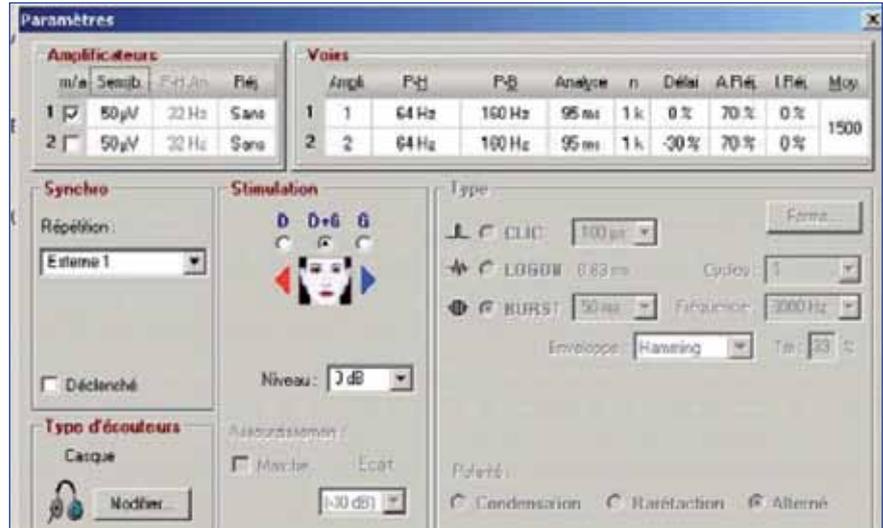


FIGURE 10 : FENÊTRE DE RÉGLAGE DU CENTOR USB. LES DIFFÉRENTS PARAMÈTRES D'ACQUISITION PEUVENT ÊTRE DÉFINIS ICI, TELS QUE LES FRÉQUENCES DE FILTRAGE, LA DURÉE D'ENREGISTREMENT, LE NOMBRE DE POINTS D'ENREGISTREMENT...

Chaque trace contient un nombre de points fixes entraînant avec la durée d'enregistrement une fréquence d'échantillonnage particulière. Dans notre cas nous avons une durée d'enregistrement de 95 ms pour 1000 points, ce qui nous amène à une fréquence d'échantillonnage d'environ 10500 Hz.

Afin d'identifier la réponse au sein de cet enregistrement, nous traitons ces données temporelles à l'aide du logiciel Matlab à l'aide d'une transformée de Fourier. Cette dernière nous permet de faire ressortir la fréquence particulière recherchée (fréquence de modulation) et d'identifier le niveau de bruit moyen de l'EEG par l'intermédiaire des autres fréquences mesurées dans ce spectre. La précision de notre FFT est relative à notre fréquence d'échantillonnage et de la durée de notre enregistrement. Dans notre cas (1000 points pour 95 ms), notre FFT aura une précision fréquentielle d'environ d'10 Hz. La fréquence recherchée, sera alors comprise dans la bande de fréquence correspondante d'une largeur de 10 Hz issue de notre FFT. La présence d'une réponse est définie comme nous l'avons vu précédemment par comparaison entre l'amplitude de la raie fréquentielle attendue et l'amplitude moyenne des fréquences adjacentes (du bruit).

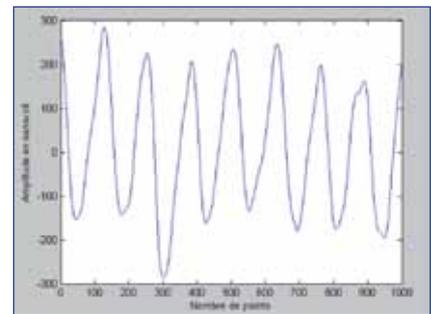


FIGURE 11 : ACQUISITION RÉALISÉE À L'AIDE DU CENTOR USB. CETTE TRACE TEMPORRELLE PROVIENT DE L'ENREGISTREMENT MOYENNÉ DE 1000 TRACES EN RÉPONSE À UNE FRÉQUENCE PORTEUSE MODULÉE À 83 HZ. ON RETROUVE DANS CETTE TRACE EEG LA FRÉQUENCE DE MODULATION, CODÉE PAR LE SYSTÈME AUDITIF DU SUJET.

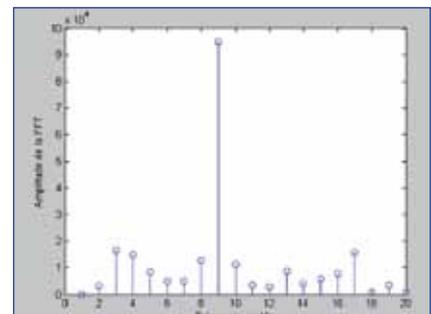


FIGURE 12 : SPECTRE DU SIGNAL TEMPORREL PRÉCÉDENT. ON RETROUVE UN « PIC » À LA FRÉQUENCE DE MODULATION UTILISÉE.

4

Les ASSR, un outil d'exploration objective de l'audition

Au cours de la partie précédente, nous avons passé en revue les caractéristiques et possibilités techniques de cette méthode ASSR. Mais qu'en est-il en pratique ? Que nous permet-elle d'objectiver ? Qu'elles en sont les limites ? Afin de trouver une réponse à ces questions, nous avons cherché, au travers de 4 études, à montrer l'intérêt que présente cette méthode dans l'objectivation de paramètres de l'audition. L'une d'elles a donné lieu à une publication Internationale (Etude n°3).

1. Etude n°1 : Seuils auditifs objectifs

1.1. Introduction

Lorsque l'on parle de mesure objective dans le domaine de l'audition on parle en général d'évaluation de seuil de perception. Plusieurs cas peuvent amener à avoir recours à un diagnostic objectif de l'audition sans nécessiter la participation du sujet. Les nouveaux nés, les enfants en bas âge, les personnes comateuses ou anesthésiées ainsi que les personnes souffrant de troubles émotionnels ou cognitifs font partie de ces cas de figures où seule la mesure objective peut apporter de l'information.

Afin de pouvoir utiliser une méthode objective de façon clinique, il faut en premier lieu évaluer la relation existant entre cette mesure objective et les seuils audiométriques recherchés. De nombreuses recherches ont porté sur cette évaluation des seuils auditifs à partir de la mesure ASSR. Ces études ont montré que les meilleurs résultats étaient obtenus pour des fréquences de modulation autour de 40 Hz et de 90 Hz. Ces fréquences de modulation se placent en tête dans l'audiométrie objective ASSR.

Afin de mesurer les seuils auditifs à l'aide des ASSR, on dispose de plusieurs approches différentes.

- La méthode « d'encadrement de seuils » consiste à mesurer la réponse ASSR à différentes intensités. On com-

mence par une stimulation suffisamment forte et on diminue tant que l'on a une réponse qui ressort. La plus basse intensité à laquelle une réponse apparaît est considérée comme étant le seuil de perception. C'est cette méthode que nous utiliserons et que les différentes études de la littérature utilisent afin d'évaluer les seuils dans les parties suivantes.

- La méthode « d'extrapolation » tient compte de l'amplitude des réponses ASSR. Plusieurs amplitudes sont relevées à des intensités supérieures au seuil de perception. A partir de ces valeurs on peut connaître la pente « extrapolée » de la fonction ASSR/Intensité et donc trouver le seuil auditif. Cette méthode se heurte à deux problèmes majeurs que sont la non-linéarité de la fonction ASSR/Intensité [Campbell et al., 1997] ainsi que la variabilité de l'amplitude des réponses.

- La méthode de « balayage d'intensité » consiste à enregistrer l'amplitude de la réponse ASSR en continu avec une amplitude de stimulation qui varie lentement d'une intensité faible à une intensité plus forte. L'amplitude ASSR mesurée est égale au niveau du bruit de l'EEG pour des intensités inférieures au seuil de perception (donc stable). Au-dessus, elle croît en fonction de l'intensité de stimulation. Le seuil de détection correspond alors à l'intensité relative au changement de pente induit par le passage de stable à croissante de la fonction ASSR/Intensité. Cette méthode est en fait un mixte des deux précédentes. Rodriguez et al (1986) ont montré que cette méthode était moins précise que la méthode d'encadrement de seuils.

Le problème principal concernant l'extrapolation des seuils que ce soit avec la méthode d'extrapolation ou de balayage d'intensité vient de la non-linéarité de l'amplitude de la réponse ASSR. Lins et al. (1995) ont montré que la fonction ASSR/Intensité n'est pas linéaire et que à partir de 70 dB SPL l'amplitude de la réponse croît plus fortement (voir étude n°4).

Comme on peut le constater, l'intensité minimum de stimulation entraînant une réponse ASSR, est toujours supérieure au seuil réel du sujet (voir tableau 1).

Ce « décalage » peut être expliqué par l'origine de la mesure enregistrée. En effet avec la méthode des ASSR nous mesurons une activité synchrone et périodique des fibres nerveuses. Pour des intensités très faibles et proches du seuil réel, le signal codé est certainement très déformé et les fibres nerveuses non complètement synchronisées au signal de stimulation. La réponse recherchée dans l'EEG est donc peut être présente mais sous une forme un peu différente de celle attendue et obtenue pour des intensités supérieures. De plus, pour de faibles intensités, l'amplitude de la réponse ASSR est très faible, dans ces conditions le bruit EEG est très perturbant et masque complètement la réponse.

Une solution pour pallier cet écart entre seuil réel et objectif pourrait être d'évaluer statistiquement cette différence pour une large population et par la suite appliquer une correction à la mesure ASSR obtenue.

Malheureusement la différence constatée entre une population de normo-entendants et une population de malentendants est différente, impliquant donc une erreur dans le cas de l'utilisation d'une telle solution. Il est par ailleurs important de bien faire la distinction entre seuils objectifs ou physiologiques et seuils objectifs « prédits » (Picton., 2003).

1.1.1. Audiométrie à 40 Hz

De nombreuses études ont confirmé la bonne correspondance entre réponse ASSR à une modulation de 40 Hz et seuil de perception et cela chez le normo et malentendant. En général, le seuil objectif obtenu est environ 10 dB au-dessus du seuil réel du sujet [Galambos et al., 1981 ; Barajas et al., 1988]. Mais deux problèmes subsistent avec cette fréquence de modulation. Chez l'enfant il est difficile d'obtenir une réponse ASSR avec une fréquence de modulation autour de 40 Hz. Cela peut être expliqué par le manque de maturité du système auditif chez l'enfant et la faible fréquence de modulation impliquant un traitement plus cortical du stimulus ASSR.

1.1.2. Audiométrie à 80 Hz

L'utilisation d'une fréquence de modulation comprise entre 70 et 100 Hz comporte de nombreux avantages par rapport à une fréquence de l'ordre de 40 Hz. Comme nous l'avons vu précédemment, le sujet peut dormir au cours de l'enregistrement d'une réponse ASSR ayant une fréquence de modulation autour des 80 Hz, sans que l'amplitude de la réponse en soit affectée. Cette caractéristique couplée au fait que la réponse à 80 Hz est plus périphérique qu'à 40 Hz fait que ce type de stimulation est bien plus adaptée chez l'enfant. Enfin l'utilisation simultanée de plusieurs fréquences de test se prête mieux pour des fréquences de modulations autour de 80 Hz.

Malheureusement les seuils objectifs obtenus, dans les conditions idéales, sont un peu moins précis que lorsque l'on utilise une fréquence de modulation proche de 40 Hz. L'écart entre le seuil réel et le seuil objectif est de l'ordre de 15 dB.

1.1.3. ASSR chez l'enfant

Pouvoir réaliser cette mesure chez l'enfant et ainsi évaluer objectivement son audition est l'un des objectifs majeurs de la mesure ASSR. John et al ainsi que Luts et al ont également montré en 2004, que les multiples ASSR pouvaient donner une très bonne évaluation des seuils chez l'enfant avec une détection plus facile des réponses chez les enfants entre 3 et 15 semaines comparés aux premiers jours après la naissance. Firstz et al en 2004 ont montré que cette réponse ASSR pouvait être très utile dans le cas de surdité sévère en apportant de nouvelles informations pouvant aider dans le choix de l'appareillage à utiliser.

La littérature nous indique que les seuils obtenus chez l'enfant sont légèrement plus élevés que ce que l'on obtient chez le sujet adulte et ce particulièrement pour des fréquences porteuses basses (en dessous de 500 Hz). Pour justifier cette différence, plusieurs explications peuvent être mises en avant.

Tout d'abord, les conditions d'enregistrement sont considérablement défavorables. Le sujet testé doit normalement rester calme pendant l'examen, or il n'est pas évident d'établir ces conditions

chez l'enfant. La meilleure solution étant d'attendre une phase de sommeil.

Ensuite, Le système et les voies auditives chez l'enfant ne sont pas encore totalement arrivés à maturation, entraînant une élévation du seuil objectif obtenu. Savio et al ont, en 2001, mis en avant l'évolution du seuil objectif en fonction de l'âge et montré que celui-ci diminuait au cours des premières années de la vie, égalant par la suite le niveau obtenu par les sujets adultes normo-entendants. Rance et al en 2006 ont appuyé le fait de tenir compte de cette différence pour ne pas amener de confusions et d'erreurs d'évaluation. Pour eux à 6 semaines le système n'est pas encore totalement mature.

1.1.4. ASSR chez le malentendant

La perte auditive peut être comme nous l'avons vu précédemment de deux types : Transmission ou Perception.

Dans le cas d'une perte de transmission, la mesure ASSR présente le même delta entre seuil réel et seuil objectif que chez le normo-entendant. Dans ce cas le sujet malentendant réagira de la même manière qu'un sujet normo-entendant. Malheureusement ce n'est pas le cas pour les pertes de perceptions, les plus nombreuses. Dans ce cas, les études ont montré que le seuil objectif était beaucoup plus proche du seuil réel du sujet (5 dB en moyenne).

De plus ce résultat est atteint « plus rapidement », c'est-à-dire avec un nombre de moyennage moins élevé.

Ce résultat a de lourdes conséquences sur l'évaluation et la correction à appliquer au seuil objectif mesuré afin d'obtenir le seuil réel du sujet. En effet, si le delta moyen pour le normo-entendant est de 15 dB, on pourrait appliquer cette correction à toutes les mesures réalisées afin d'obtenir le seuil réel du sujet. Or, dans le cas d'un sujet malentendant, on sous-évaluerait cette perte ou ne détecterait pas de perte.

Il faut également faire très attention aux fortes stimulations. Dans le cas d'une non détection de réponse ASSR à des intensités confortables, nous pourrions être tentés d'augmenter cette stimulation jusqu'à obtenir une réponse.

Tout d'abord une très forte intensité de stimulation pourrait entraîner des dommages irréparables dans le cas où le sujet serait stimulé près de son seuil de douleur. De plus, pour des intensités trop fortes, le pattern d'activation engendré par la stimulation risque de stimuler des zones fréquentielles moins touchées et engendrer une fausse réponse générée par une zone cochléaire adjacente à celle étudiée. Il est donc recommandé de ne pas dépasser 90 dB HL afin d'éviter ces problèmes.

Malgré tout, la méthode ASSR reste un bon outil objectif afin d'évaluer les seuils auditifs d'un patient malentendant. Elle est précise et rapide comme nous l'indiquent Canale et al en 2006.

1.1.5. Comparaison seuils ASSR et PEA

Comme nous l'avons vu précédemment, la méthode ASSR n'est pas la seule méthode permettant une exploration objective de l'audition. La méthode la plus couramment utilisée reste en clinique la méthode des PEA, qui offre de bons résultats. C'est surtout de par la grande expérience que l'on peut en avoir qu'elle reste incontournable.

Aujourd'hui utilisée en routine, les expérimentateurs disposent d'un important recul sur les valeurs obtenues et attendues. Malgré tout, la méthode des ASSR dispose de nombreux avantages sur les PEA.

Rance et al, en 2006, ont comparé les seuils objectifs obtenus avec les ASSR et les PEA en tonebursts chez l'enfant. La stimulation ASSR était modulée aux environs des 80 Hz. Les résultats de cette étude ont montré des seuils similaires en moyenne entre ces deux méthodes. Les auteurs ont tout de même noté une plus grande variabilité des résultats avec les ASSR pouvant être expliquée par la maturation incomplète du système auditif due à l'âge des sujets. Van der Reijden et al ont réalisé en 2006 la même comparaison chez l'adulte et montré que les ASSR donnaient un meilleur seuil que les PEA en tonebursts.

Savio et al, en 2006 ont terminé une étude portant sur le suivi de plus de 500 enfants à risques, testés objectivement

à l'aide des ASSR et de Clic PEA très jeunes. Ils ont été rappelés 3 ou 4 ans après afin d'évaluer leur audition réelle en audiométrie tonale. Cette étude a montré que le seuil objectif ASSR est plus proche du seuil réel que ne l'est le seuil obtenu avec les clics PEA.

1.2. Matériels et méthodes

Pour cette étude, nous avons voulu évaluer la mesure ASSR pour la recherche de seuils chez le sujet normo-entendant à l'aide de deux systèmes : le système MASTER de Biologic et notre propre système. Ces systèmes sont décrits en détail dans la partie précédente.

Neuf sujets normo-entendants ont participé à cette étude. Les sujets au cours de l'étude étaient confortablement installés dans une cabine isolée de l'opérateur.

Dans un premier temps, l'audition des sujets a été testée dans l'oreille droite pour deux fréquences, 500 et 2000 Hz. Les seuils subjectifs ainsi obtenus nous servent comme points de comparaison pour la suite de l'étude.

Avec le même audiomètre et le même casque, les sujets sont ensuite équipés de trois électrodes positionnées sur la tête : le + au vertex, le - sur la nuque et la masse sur le front. L'impédance des électrodes est contrôlée pour être inférieure à 10 k Ω . La recherche de seuils à l'aide de la mesure ASSR est ensuite réalisée d'une part avec le système MASTER, puis d'autre part avec notre propre système. Pour chaque système on réalise la mesure pour chaque fréquence de stimulation indépendamment (500 puis 2000 Hz), puis simultanément (ce qui nous fait 3 mesures par système). Les fréquences porteuses sont modulées en amplitude à 83 Hz dans le cas où elles sont présentées séparément, et à 83 et 93 Hz lors de la stimulation simultanée.

1.3. Résultats et discussion

1.3.1. Durée d'enregistrement

Tout d'abord, la réalisation de cette étude nécessite environ 2 heures de manipulations par sujet.

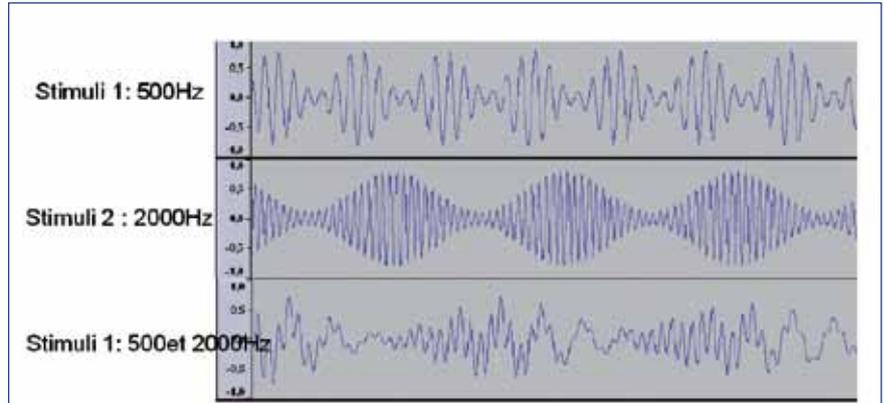


FIGURE 13 : EXEMPLE DE STIMULATION UTILISÉE POUR CETTE ÉTUDE. STIMULI 1 : 500 HZ MODULÉ À 90HZ, STIMULI 2 : 2000 HZ MODULÉ À 79 HZ, STIMULI 3 : STIMULI 1 ET STIMULI 2 PRÉSENTÉ SIMULTANÉMENT.

Cette durée relativement longue s'explique par la complexité et la multiplicité du protocole. L'audiométrie tonale ne prend que très peu de temps (seules 2 fréquences et une seule oreille sont testées) mais en tout 6 recherches de seuils objectifs sont réalisées indépendamment. A fort niveau d'intensité l'obtention d'une réponse ASSR est rapide, mais plus on se rapproche du seuil auditif plus la mesure prend du temps afin de valider la réponse. Cette constatation se retrouve dans la littérature et représente l'un des défauts de l'audiométrie à l'aide des ASSR mais de l'audiométrie objective plus généralement. Proche du seuil auditif, la réponse recherchée, quelle qu'elle soit, a une amplitude plus faible, plus susceptible d'être perturbée par le bruit d'enregistrement. Afin de pallier cela il faut un plus grand nombre de moyennages, ce qui implique un temps d'acquisition plus long.

1.3.2. Seuils audiométriques obtenus

Les résultats obtenus permettent de mettre en évidence un écart entre notre

système et le système audiométrique d'une part et une différence entre le système Biologic et audiométrique. Cette différence se situe entre 15 et 20 dB en moyenne. Ces résultats sont sensiblement conformes et identiques aux résultats obtenus dans la littérature (voir Tableau n°2).

Celle-ci s'explique essentiellement par le fait que pour une stimulation proche du seuil il est très difficile de différencier la réponse du bruit moyen EEG. En effet, l'amplitude ASSR étant faible, il nous faudrait pouvoir réduire l'amplitude du bruit EEG afin de pouvoir distinguer la réponse. De plus, au cours de la mesure, pour une intensité de stimulation relativement faible, la réponse du nerf auditif peut ne pas être totalement synchronisée à la stimulation. Ce point ayant pour conséquence de rendre la recherche de la fréquence « précise » de la modulation inutile, car la réponse ne se trouve pas « exactement » et complètement à cette fréquence, mais à de nombreux harmoniques.

Sujet	Notre propre Système				Système MASTER Biologic			
	Stimulation Simple		Stimulation Multiple		Stimulation Simple		Stimulation Multiple	
	500 Hz	2000 Hz	500 Hz	2000 Hz	500 Hz	2000 Hz	500 Hz	2000 Hz
1	20	10	10	10	20	0	20	0
2	30	20	20	20	20	30	30	10
3	35	10	5	5	15	10	5	10
4	20	20	25	25	10	20	30	10
5	10	0	30	30	20	10	30	30
6	5	30	15	15	25	10	25	10
7	30	10	40	40	40	20	50	20
8	15	10	5	5	5	10	5	10
9	5	20	25	25	15	10	15	10
Moyenne	18,9	14,4	19,4	19,4	18,9	13,3	23,3	12,2
Ecart Type	11,1	8,8	11,8	11,8	9,9	8,7	14,1	8,3

TABLEAU 1 : DIFFÉRENCE ENTRE SEUILS RÉELS ET SEUILS AUDIOMÉTRIQUES ASSR OBTENUS À PARTIR DES 2 SYSTÈMES ÉTABLIS.

En moyenne, on constate que notre système, obtient des résultats similaires à ceux du système Biologic. Il est intéressant de noter que, par la durée des enregistrements (95 ms), l'obtention d'une réponse ASSR est plus rapide avec notre système qu'avec le système commercial (voir la description des deux systèmes).

Malheureusement, le traitement du signal enregistré n'étant pas réalisé en temps réel, il faut analyser les signaux par la suite, contrairement au système Biologic qui nous donne une estimation de la significativité de la réponse au fur et à mesure de l'étude. De plus cette plus courte durée entraîne une précision fréquentielle moindre qui nous empêche dans le cas de la stimulation multiple de différencier la réponse aux deux fréquences porteuses.

Dans le cas du système MASTER, on constate que la stimulation multiple et donc simultanée des deux fréquences 500 et 2000 Hz n'entraîne pas de perte de précision de la mesure (conforme à la littérature).

2. Etude n°2 : Influence de la stimulation binaurale

2.1. Introduction

Se situer dans notre environnement, localiser une source sonore, sont des tâches que nous réalisons naturellement, sans nous en rendre compte et qui sont rendues possibles grâce à notre système auditif. En effet, c'est lui qui fournit les informations nécessaires à notre cerveau afin de pouvoir réaliser cette localisation. La forme du pavillon de l'oreille permet de créer un effet de masque permettant de différencier un son provenant de face d'un son provenant de derrière. La forme de notre corps joue également un rôle dans la distinction de la hauteur d'une source sonore par effet de réflexion. Nos deux oreilles permettent enfin de localiser précisément cette source dans l'espace. Ces deux « entrées » sonores sont indispensables à cette fonction car notre cerveau va comparer les deux signaux captés à droite et à gauche afin de réaliser cette localisation. Cette comparaison se fait sur deux composantes principales du son : l'amplitude et le temps. Un son provenant de la droite parviendra avec

une intensité légèrement plus faible dans l'oreille gauche que dans l'oreille droite. Il y aura également un léger décalage temporel entre les deux oreilles, le son ayant une vitesse de propagation non infinie. Cette différence temporelle, dans le cas d'un son pur, peut également se caractériser en terme de déphasage (à plus ou moins 2π).

Une étude objective de ce phénomène peut être riche d'enseignements concernant le niveau d'intégration du son au sein du cerveau. Cette objectivation peut être réalisée à l'aide des ASSR.

L'effet d'une stimulation binaurale sur la réponse ASSR est variable suivant la fréquence de modulation considérée. Pour des fréquences de modulations autour de 40 Hz, la réponse à un stimulus monaural est très légèrement inférieure à une stimulation binaurale (Picton et al, 1985). Cette constatation met en avant l'intégration du signal réalisée par le système cortical pour ces fréquences de modulation basses. Dans cette situation, les deux voies auditives particulières à chaque oreille se sont regroupées et avec la mesure ASSR, on ne mesure que ce canal réunissant les deux oreilles. Pour des fréquences de modulations autour de 80 Hz, la réponse ASSR est beaucoup plus grande. Elle correspond en effet à un peu plus de deux fois la réponse en monaural (Lins et al, 1995). Dans ce cas, les réponses des deux oreilles se somment pour former la réponse. A cette somme se surajoute la composante binaurale qui provient de la correspondance existant entre les deux stimuli de chaque oreille.

Les interactions pouvant intervenir lors d'une stimulation binaurale autre que la simple différence entre stimulation monaurale et binaurale ont été peu étudiées à l'aide des ASSR. Wong et Stapells (2004) n'ont pas trouvé de relations évidentes à 80 Hz dans le cas d'une stimulation binaurale ASSR avec « masking » contrairement à des fréquences de modulation beaucoup plus faibles autour de 10 Hz.

Pour cette étude, nous avons voulu pousser un peu plus en avant l'étude de l'interaction existant entre deux stimuli présentés de façon binaurale. La méthode ASSR permet cette évaluation à différents niveaux d'intégration

	Subj ¹	Stim ²	An ³	Physiological-Behavioral Thresholds (dB)			
				500	1000	2000	4000
Aoyagi et al, 1994c	20 N	AM	P	34±15	29±14	30±15	9±14
Rance et al, 1995	60 M	MM	P	20±7	13±6	16±5	10±4
Lins et al, 1996	15 N	AM	F	14±11	12±11	11±8	13±11
Picton et al, 1998	10 N	AMF	F	21±9	26±13	18±13	20±10
	35 A	AMF	F	17±8	13±7	13±7	16±9
Rance et al, 1998	108 H	MM	P	6±7	4±6	3±6	6±7
Aoyagi et al, 1999	125HC	AM	P	15±15	4±13	9±16	2±14
Herdman & Stapells, 2001	10 N	AM	F	14±10	8±7	8±9	15±9
	40 N	AM	F	12±11	13±9	10±10	13±10
Perez-Abalo et al, 2001	43 HC	AM	F	13±15	7±15	5±15	5±16
	45M	MM	F	14±11	5±9	5±9	9±10
Menard et al, 2007	9N	AM		19±11		14±9	

TABLEAU 2 : TABLEAU RÉCAPITULATIF DES SEUILS ASSR OBTENUS PAR DIFFÉRENTS AUTEURS POUR DES FRÉQUENCES DE MODULATIONS AUTOUR DE 80 HZ.

SUBJ : CORRESPOND AU NOMBRE DE SUJETS : N (NORMO-ENTENDANT), H (MALENTENDANT), HC (ENFANT MALENTENDANT).

STIM : CORRESPOND AU TYPE DE STIMULATION : AM (AMPLITUDE MODULATION), MM (MULTIPLE MODULATION)

AN : CORRESPOND À L'ÉVALUATION STATISTIQUE DE LA RÉPONSE : P (AMPLITUDE MODULATION), F (MULTIPLE MODULATION)

corticale, de la périphérie cochléaire au cortex en utilisant des fréquences de modulation plus ou moins grandes.

2.2. Matériel et méthodes

Afin d'étudier cette interaction binaurale, nous avons choisi d'évaluer la réponse ASSR en réponse à différents stimuli décalés en phase d'une oreille à l'autre. Pour cela nous avons étudié deux fréquences porteuses différentes à 1000 Hz et 2000 Hz. Les fréquences de modulation ayant leur importance de par le niveau cortical d'activation (Wong et Stapells en 2004), nous avons choisi d'étudier la réponse à 20 et 80 Hz de fréquences de modulation. Enfin pour ces 4 situations, nous avons mesuré la réponse pour 3 phases différentes entre les signaux de gauche et de droite (0°, 90° et 180°). La réponse ASSR à chacune de ces 24 combinaisons a été mesurée pour une seule intensité de stimulation correspondant à un niveau confortable (environ 50 dB SL).

Les paramètres d'acquisition utilisés sous le Centor USB étaient différents pour chacune des 2 fréquences de modulation (voir tableau n°4). Cette différence était nécessaire afin de garder la même précision d'enregistrement entre les différentes modalités de stimulation.

Pour cette étude, nous avons utilisé notre propre système de mesure décrit précédemment. Celui-ci est le seul qui nous permette de réaliser ce type de stimulation.

8 sujets âgés de 20 à 27 ans et normo-entendants, ont participé à l'étude. Durant les tests, le sujet est installé confortablement dans une cabine isolée de l'expérimentateur. Il est à noter que pour les manipulations à 20 Hz, le sujet doit rester éveillé car le 20 Hz est traité à un niveau cortical. L'état de vigilance pour des fréquences faibles est important et peut modifier les réponses obtenues. Pour maintenir le sujet éveillé, celui-ci est invité à lire pendant la période d'acquisition du 20 Hz, et il lui est demandé de faire un minimum de mouvement. En ce qui concerne les tests à 80 Hz, on demande au sujet de fermer les yeux et d'être le plus détendu possible, le sommeil étant possible.

Combinaisons d'étude												
20 Hz	1000 Hz						2000 Hz					
	0°	90°	180°	0°	90°	180°	0°	90°	180°	0°	90°	180°
80 Hz	1000 Hz						2000 Hz					
	0°	90°	180°	0°	90°	180°	0°	90°	180°	0°	90°	180°

TABLEAU 3 : COMBINAISONS DE PARAMÈTRES ÉTUDIÉS (24 ENREGISTREMENTS DIFFÉRENTS).

Fréquence de modulation	Nombre de moyennage	Filtre passe-bande	Taille de la fenêtre d'analyse	Nombre de points par enregistrement	Durée moyenne de mesure
20 Hz	1500 enregistrements	Passe-bande 10 à 100 Hz	200 ms	4000 Points	7 à 8 minutes
40 Hz	3000 enregistrements	Passe-bande 64 à 320 Hz	45 ms	1000 Points	3 à 4 minutes

TABLEAU 4 : PARAMÈTRES D'ENREGISTREMENT UTILISÉS AVEC LE CENTOR USB POUR CHACUNE DES FRÉQUENCES DE MODULATION.

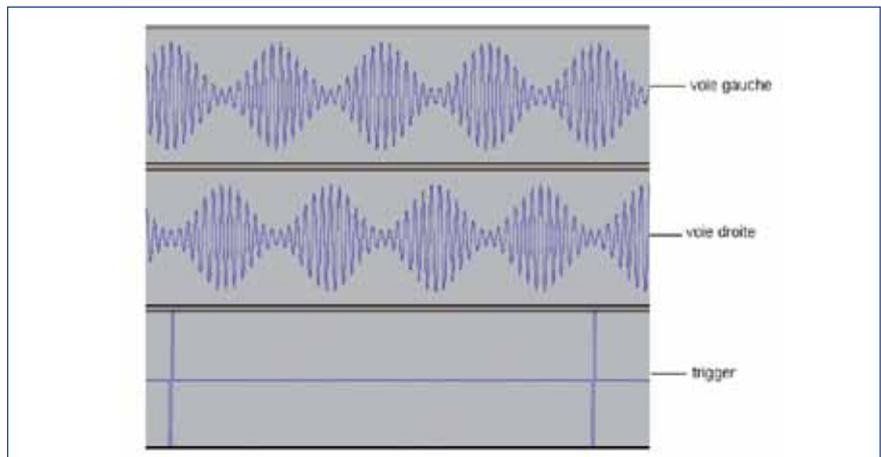


FIGURE 14 : EXEMPLE DE SIGNAUX DE STIMULATION UTILISÉS. SUR LA VOIE DE GAUCHE, UN STIMULUS DE 1000 HZ MODULÉ EN AMPLITUDE À 80 HZ AVEC UNE PROFONDEUR DE MODULATION DE 75%. SUR LA VOIE DE DROITE LE MÊME STIMULUS DÉCALÉ DE 180°. LE TRIGGER, SYNCHRONISÉ SUR NOS SIGNAUX DE STIMULATION AFIN QUE CHAQUE ENREGISTREMENT CORRESPONDE À 4 PÉRIODES DE LA MODULANTE.

2.3. Résultats et discussion

2.3.1. Fréquence de modulation de 20 Hz

La réalisation de cette partie de l'étude à 20 Hz a nécessité un temps d'enregistrement assez long comparé à celui nécessaire à 80 Hz. A cela deux raisons : le nombre identique de périodes de modulation (donc plus long à 20 Hz qu'à 80 Hz) et l'état de vigilance différent entre ces deux conditions. Le fait de permettre aux sujets de lire pendant l'étude a forcément entraîné un nombre de rejets pour cause d'artéfact plus grand.

Les résultats obtenus mettent en avant plusieurs résultats. Tout d'abord, l'amplitude obtenue en stimulation binaurale est bien supérieure à celle obtenue lors

d'une stimulation monaurale seule, mais pas d'un facteur supérieur à deux comme a pu le montrer Lins dans son étude.

Cette différence peut être expliquée par les systèmes de mesure différents ainsi que par l'intensité de stimulation utilisée, elle aussi différente. Ensuite, l'amplitude de la réponse ASSR ne diminue que peu suite au déphasage appliqué entre la voie de droite et de gauche. En première impression on aurait pu croire que les réponses à droite et à gauche se seraient sommées pour former la réponse ASSR globale mesurée (comme décrits par Lins). Dans le cas « extrême » d'un déphasage à 180° on additionne alors deux signaux en opposition de phase, qui s'annulent alors. Or on constate que la variation d'amplitude est assez faible.

Ce peu de variation d'amplitude de la réponse ASSR en fonction du déphasage, peut s'expliquer par l'intégration réalisée sur le stimulus binaural au niveau cortical stimulé par une fréquence de modulation de 20 Hz. A ce niveau d'intégration, les deux signaux de droite et de gauche ne sont plus considérés comme séparés et différents mais comme un seul signal avec un déphasage. Ce déphasage se retrouve dans les conditions naturelles d'écoute de la vie de tous les jours et permet (avec d'autres phénomènes) de caractériser et d'identifier la position dans l'espace d'une source sonore. Cette propriété du son est codée différemment par le cortex.

Les sujets interrogés à propos de ce son déphasé nous ont tous affirmé que le son avait plus de « relief », plus de « volume », confirmant l'impact objectif de ce déphasage sur la sensation ressentie.

2.3.2. Fréquence de modulation de 80 Hz

D'après les résultats présentés dans les chapitres précédents, nous attendions une amplitude de la réponse ASSR inférieure à ce que nous avons obtenu pour le 20 Hz. Or, que ce soit en monaural ou binaural (à 0°) nous n'avons pas obtenu de différences significatives d'amplitude entre ces deux fréquences de modulation.

Par contre et contrairement à la fréquence de modulation de 20 Hz, nous avons bien mis en évidence à 80 Hz, une forte influence du déphasage employé entre les voies de droite et de gauche. A cette fréquence de modulation, le son est majoritairement codé en périphérie du système auditif. On peut estimer qu'à ce niveau, le son binaural présenté n'est pas encore « intégré » et reste sous la forme de deux flux indépendants. En conséquence, ces deux signaux mesurés lors de notre stimulation s'additionnent dans le cas d'un déphasage nul et s'annulent plus ou moins suivant le degré de déphasage appliqué. A 180° de déphasage, la réponse ASSR mesurée est plus de deux fois inférieure à celle obtenue sans déphasage et inférieure à la réponse à une stimulation monaurale.

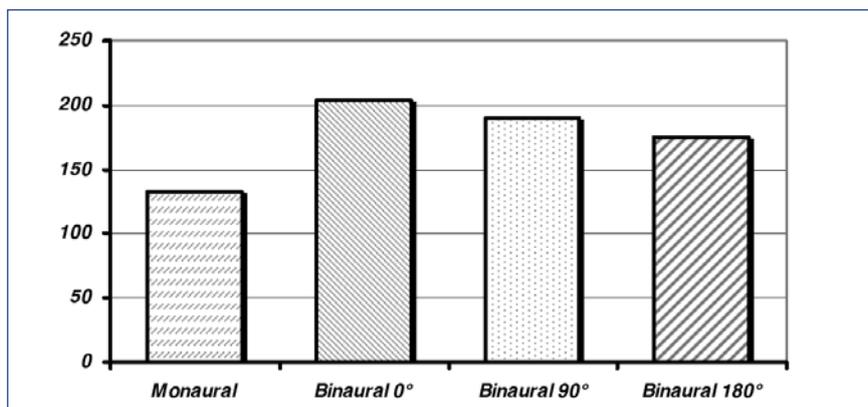


FIGURE 15 : MOYENNE DE L'AMPLITUDE DES RÉPONSES ASSR (8 SUJETS), POUR 4 MODALITÉS DE STIMULATION DIFFÉRENTES, À UNE FRÉQUENCE PORTEUSE DE 1000 HZ ET UNE FRÉQUENCE DE MODULATION DE 20 HZ. L'AMPLITUDE EST NOTÉE EN UNITÉ MACHINE.

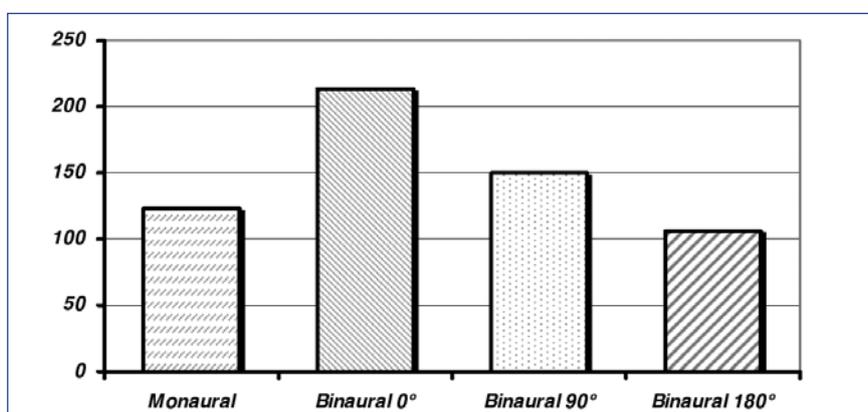


FIGURE 16 : MOYENNE DE L'AMPLITUDE DES RÉPONSES ASSR (8 SUJETS), POUR 4 MODALITÉS DE STIMULATION DIFFÉRENTES, À UNE FRÉQUENCE PORTEUSE DE 1000 HZ ET UNE FRÉQUENCE DE MODULATION DE 80 HZ. L'AMPLITUDE EST NOTÉE EN UNITÉ MACHINE.

2.3.3. Influence de la fréquence porteuse

Les différentes mesures réalisées n'ont pas montré de significatives différences entre les amplitudes relevées à 1000 ou 2000 Hz. Pour ces deux fréquences, les observations relevées au niveau des interactions binaurales ont été identiques. Cela aurait été certainement de même pour d'autres fréquences porteuses avec une différence d'amplitude plus ou moins marquée (voir partie sur « Influence de la FP »).

2.4. Conclusion

Une stimulation binaurale de notre système auditif entraîne l'activation simultanée de nos deux voies auditives. Pour une stimulation identique des deux oreilles, la réponse ASSR engendrée est de l'ordre de deux fois plus grande qu'une stimulation monaurale. Un décalage temporel entre ces deux stimuli

entraîne une différence de perception pouvant être objectivée par la mesure ASSR. L'impact de ce déphasage est différent suivant le niveau cortical observé. La méthode ASSR nous permet de pouvoir différencier ce niveau en fonction de la fréquence de la modulante utilisée. Pour une fréquence de modulation de l'ordre de 80 Hz, le signal auditif n'est que peu intégré et reste « périphérique », les voies auditives de chaque oreille ne se sont pas encore croisées et restent indépendantes. La mesure réalisée n'est alors qu'une somme de deux signaux. Au contraire, pour une fréquence de modulation plus faible (autour de 20 Hz), le signal auditif est beaucoup plus intégré et fonctionne comme une seule voie à laquelle s'ajoute une composante binaurale. Cette étude montre l'intérêt de la mesure ASSR dans un cadre beaucoup plus large que la « simple » objectivation de seuil dans l'étude du système auditif.

2. Etude n°3 :

ASSR et fonction de sonie chez le normo-entendant.

(Article Publié dans la revue internationale *Hearing Research*)

Résumé

L'objectif de cette étude est de mettre en relation la mesure objective des Auditory Steady-States Responses (ASSR) et la perception d'intensité d'un son. L'amplitude des réponses ASSR obtenues est comparée au niveau de sonie correspondant et ce aux fréquences de 500 et 2000 Hz chez 11 sujets normo-entendants. Dans un premier temps, nous avons évalué la fonction de sonie des sujets aux deux fréquences de test. Puis, nous avons pour chaque niveau de sonie obtenu, mesuré l'amplitude de la réponse ASSR. Les résultats ont mis en évidence une forte corrélation entre l'amplitude de la réponse ASSR et le niveau d'intensité perçu ($R^2 = 0.81$). Une régression linéaire multiple pas à pas confirme ce résultat, avec la sonie expliquant presque totalement l'amplitude de la réponse ASSR (Sonie $R^2 = 0.81$, $p < 0.001$, $f = 562$; Intensité $f = 1.1$, $p = 0.29$). La non linéarité de l'amplitude ASSR pour des niveaux de sonie faible s'explique par l'amplification cochléaire active liée aux CCE ainsi qu'au bruit EEG. Les résultats de l'étude mettent en évidence l'intérêt des ASSR dans l'évaluation objective de la sonie.

2.1. Matériels et Méthodes

Le développement et l'amélioration des méthodes de mesures de l'audition font partie des axes de recherche principaux dans le domaine de l'audiologie. Les méthodes d'audiométrie classique (subjective) sont inefficaces et de peu d'intérêt dans le cas d'enfants très jeunes ou pour des personnes ne pouvant pas répondre. C'est pourquoi, une méthode précise, fiable de mesure objective est nécessaire. Des méthodes électrophysiologiques comme les PEA (potentiels évoqués auditifs) ou les otoémissions acoustiques existent déjà, mais sont limitées par la nécessité de réaliser des tests fréquence par fréquence et oreille par oreille.

Les Auditory Steady-States Responses (ASSR) semblent prometteurs pour

l'estimation des seuils auditifs et pour une exploration plus complexe du système auditif. La réponse ASSR est une réponse électrophysiologique évoquée par une ou plusieurs fréquences porteuses (F_c) présentées simultanément et modulées en amplitude et/ou en fréquence à une fréquence spécifique (F_m). La fréquence porteuse correspond à la fréquence testée comme en audiométrie classique. La zone spécifique stimulée par cette fréquence suit alors spécifiquement les variations d'amplitude présentée [Dimitrijevic et al., 2001; John et al., 2003; Picton et al., 2003]. Dans le cas de la méthode ASSR cette variation d'amplitude correspond à la fréquence de modulation spécifique choisie (F_m). Cette activité électrique en phase avec la modulation est captée et enregistrée à l'aide d'un EEG. Le faible signal recueilli (microvolt) est extrait du bruit de fond EEG par la combinaison d'un moyennage temporel et d'une analyse spectrale très précise. La réponse attendue correspond à l'amplitude de la fréquence de modulation retrouvée dans le spectre de l'enregistrement. Le seuil est alors estimé par une évaluation statistique de la réponse, comparée à l'énergie des fréquences adjacentes correspondant au bruit EEG, rendant cette méthode entièrement objective. Plusieurs systèmes de mesure ASSR sont actuellement disponibles. Le système MASTER [John et al., 1998; John & Picton., 2000a,b; Dimitrijevic et al., 2002] utilisé dans la présente étude inclut une analyse statistique de détection de seuils.

Le seuil objectif estimé à partir de la mesure ASSR est comparable à ceux obtenus à partir d'autres méthodes objectives. Les ASSR ont été pour la première fois enregistrés avec des stimuli répétés à 40 Hz [Galambos et al., 1981; Stapells et al., 1984]. De manière générale, les seuils objectifs obtenus à partir de modulation autour de 40 Hz sont environ de 10 dB supérieurs aux seuils réels des sujets [Galambos et al., 1981; Picton et al., 2003]. Les études suivantes ont montré que des réponses pouvaient être obtenues pour des fréquences plus larges que les 40 Hz. A cette fréquence de modulation de 40 Hz, l'état de vigilance des sujets modifie les réponses et l'utilisation simultanée de

plusieurs fréquences porteuses diminue l'amplitude de la réponse [Ross et al., 2003]. Une fréquence de modulation supérieure (autour de 80 Hz) semble donc préférable dans le cadre d'une mesure audiométrique car beaucoup moins sensible à l'état de vigilance [Cohen et al., 1991; Aoyagi et al., 1993]. De manière générale, les seuils objectifs obtenus à 80 Hz sont 15 dB en moyenne supérieurs aux seuils réels du sujet [Herdman et al., 2001; Dimitrijevic et al., 2002]. Cette mesure ASSR s'est, de plus, révélée être efficace chez l'enfant et le patient malentendant, donnant des résultats convaincants [Cone-Wesson et al., 2002; Perez-Abalo et al., 2001]. Dans une précédente étude, nous avons montré que cette mesure était valable dans le cadre de patients implantés cochléaires avec une précision de seuil en accord avec la littérature [Menard et al., 2004].

La méthode ASSR est comme nous l'avons vu, une technique permettant de mesurer objectivement et avec une certaine précision les seuils auditifs d'un sujet. Pour cela les méthodes les plus efficaces, se basent sur la présence ou l'absence de réponse. Mais peut-être pouvons-nous tirer parti de la mesure effectuée, non plus dans son côté binaire de « réponse ou non », mais au niveau de l'amplitude de la réponse obtenue. Lins a montré en 1995 que l'amplitude de la réponse ASSR en fonction de l'intensité de stimulation n'était pas linéaire. Si l'on regarde dans la bibliographie, on remarque que d'autres fonctions ne sont pas linéaires avec l'intensité de stimulation. Moore en 1989 a mis en évidence la relation existant entre l'intensité d'un son et la perception qui en résulte. Cette fonction non linéaire, traduit le fonctionnement même de la cochlée et du principe d'amplification cochléaire. Chez une personne atteinte d'une perte auditive et d'une perte de CCE on retrouve un phénomène appelé « recrutement de sonie ». Cet effet produit une croissance anormale de la sensation d'intensité perçue au fur et à mesure que l'on augmente l'intensité d'un son. En clair, pour une personne atteinte d'une perte auditive, un son faible deviendra inaudible, mais un son fort, restera un son fort. Il faut donc adapter l'amplification

délivrée dans le cas d'une correction auditive. Ce paramètre très important que l'on appelle compression est d'une réelle importance lors d'une réhabilitation auditive [Dillon et al., 1996; Kieszling et al., 1996]. Il existe aujourd'hui différentes méthodes permettant la mesure de cette fonction de sonie [Allen et al., 1989]. Mais comme pour l'audiométrie tonale classique, ces mesures nécessitent la participation active des sujets. Une évaluation objective de la sonie chez un sujet pourrait se révéler fort utile dans l'évaluation de son déficit et dans sa prise en charge.

Moore (1996) a montré chez le normo-entendant, que la relation entre sonie et intensité de stimulation était linéaire au-dessus de 60 dB SPL et non linéaire en dessous. Si l'amplitude de la réponse ASSR est corrélée avec la sensation de sonie, la relation entre ces deux valeurs doit être linéaire, contrairement à la relation mise en évidence par Lins entre ASSR et Intensité [Lins et al., 1995] et par Moore entre Sonie et Intensité [Moore et al., 1996]. Ces différences de linéarité entre les fonctions vont nous permettre de savoir si l'amplitude de la réponse ASSR est plus reliée avec une sensation perceptive de l'intensité ou avec l'intensité directement. Réaliser cette étude avec une population de normo-entendants est indispensable afin de montrer cette différence. En effet, dans le cas de sujets malentendants, la perte de CCE entraîne une relation linéaire entre l'intensité de stimulation et la sensation perçue. Il devient alors impossible d'identifier avec lequel des paramètres la réponse ASSR est la plus corrélée.

Afin de mesurer objectivement la sonie des sujets, différentes méthodes électrophysiologiques ont été proposées. Geisler en 1958 fut le premier à tenter de corréler l'information obtenue à partir des PEA avec la sensation d'intensité perçue par le sujet. Par la suite d'autres recherches ont étudié ce phénomène, avec plus ou moins de résultats [Picton et al., 1974; Darling et al., 1990]. Dans le cas des PEA, le paramètre le plus couramment utilisé afin de montrer une possible corrélation est l'amplitude et ou la latence de l'onde 5 [Gorga et al., 1985; Picton et al., 1977]. Les différentes études réalisées [ex : Serpanos et

al., 1997; Thornton et al., 1987, 1989] ont amené à des résultats parfois différents et contradictoires. Cette variabilité peut être expliquée par l'utilisation de paramètres de test différents entre les études lors de la mesure de la réponse PEA ou lors de la mesure de la sonie. Certaines études ont abouti à une bonne corrélation entre la mesure PEA et la sonie [Serpanos et al., 1997; Bauer et al., 1975; Galambos et al., 1978]. Mais malheureusement, aucune d'entre elles n'a comparé cette mesure à l'intensité de stimulation directement. Cette dernière et la sonie étant fortement reliées, il peut exister un doute concernant la relation entre sonie et PEA. De plus, cette relation a été montrée chez le sujet normo-entendant, mais aucune étude n'a validé ces résultats sur des sujets malentendants, cibles de ce genre de test. Cela peut être expliqué par la nature même du stimulus utilisé dans la mesure PEA, un clic, qui engendre une stimulation « complète » de la cochlée, sans tenir compte de la spécificité fréquentielle cochléaire. Pour Pratt (1977) ce type d'activité neuronale n'est pas représentatif de la sonie. Malgré tout, Gallego a clairement établi une corrélation entre la mesure PEA et la sonie chez l'implanté cochléaire, résultat encourageant pour nos futures investigations. La mesure des otoémissions acoustiques [Kemp et al., 1978] a également été mise à contribution afin de révéler une possible mesure objective de la sonie [Neely et al., 2003; Epstein et al., 2005]. Müller en 2004 a montré qu'une corrélation existait entre la mesure du produit de distorsion de l'otoémission et la sonie d'un sujet. Ces deux mesures présenteraient la même source de non-linéarité. Malheureusement, cette méthode est limitée par sa discrimination de fréquence et l'obligation de tester chaque oreille séparément, comme dans une audiométrie classique.

A l'heure actuelle, la méthode ASSR est utilisée dans la recherche de seuils de détections dans une optique de dépistage, chez l'enfant, ou chez le malentendant [Cone-Wesson et al., 2002]. A cette fin, la seule information prise en compte est la présence ou non d'un pic fréquentiel à la fréquence de modulation utilisée. Au cours de cette étude, nous allons évaluer la pertinence de la

mesure ASSR dans l'exploration de la sensation auditive perçue, en comparant l'amplitude de la réponse mesurée avec la sensation de sonie. L'objectif étant de vérifier si cette amplitude est plus corrélée avec l'intensité de la stimulation ou la sensation perçue.

2.2. Matériels et Méthodes

2.2.1. Sujets

11 sujets normo-entendants (5 hommes, 6 femmes) âgés de 19 à 28 ans ont participé à cette étude. L'audiométrie en sons purs des sujets est inférieure à 10 dB HL. Les tests ont été réalisés à l'hôpital Edouard Herriot et un consentement de participation a été signé par chaque sujet. Les stimuli ont été présentés dans une chambre isolée acoustiquement, dans laquelle les sujets étaient confortablement installés et encouragés à dormir afin de réduire au maximum le bruit de l'enregistrement EEG.

2.2.2. Mesures perceptives (Loudness scaling)

Dans une première partie de l'étude, une mesure de la sensation auditive par catégorisation de sonie est réalisée. Dans cette procédure (décrite par Allen en 1989), le sujet est amené à évaluer l'intensité de différents sons sur une échelle comportant 9 niveaux, « Inaudible », « Très faible », « Faible », « Confortable/Faible », « Confortable », « Confortable/Fort », « Fort », « Très Fort », ou « Trop Fort ». Les sons sont présentés à l'aide d'un audiomètre Interacoustic AC40 et d'un casque TDH39P dans l'oreille droite. Dans un premier temps, la dynamique du sujet est mesurée pour chacune des fréquences de test (500 et 2000 Hz). Pour cela le seuil de détection et le seuil d'inconfort sont mesurés pour des stimuli de 3 secondes. Ces deux fréquences de test permettent de mettre en avant le phénomène de vieillissement de l'oreille, la presbycusie.

La dynamique ainsi obtenue est ensuite divisée en 15 intensités différentes. L'incrément entre chaque intensité variant donc suivant chaque sujet et chaque fréquence. Chacune des intensités calculées est présentée 3 fois de façon aléatoire, pendant 3 secondes. Entre

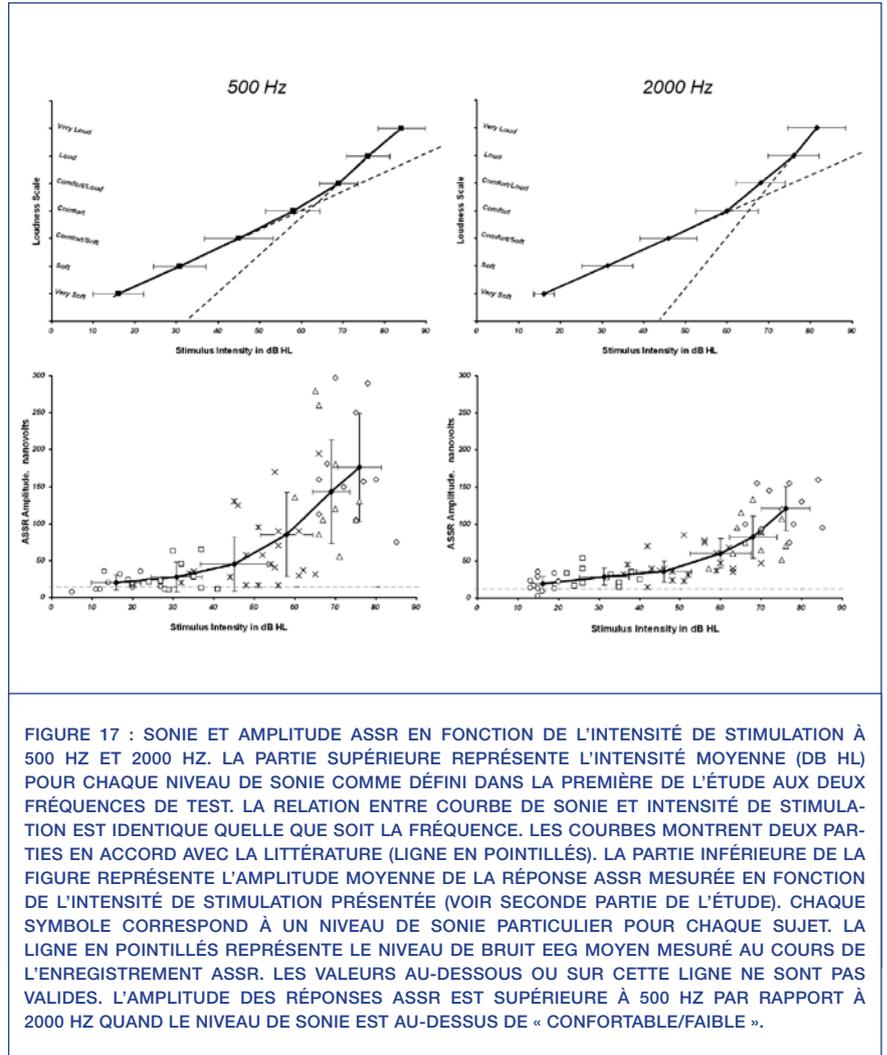
chaque stimulus est présent un silence de 5 secondes. Le sujet doit pour chaque stimulus, évaluer l'intensité du son sur l'échelle de niveaux précédemment présentée. A partir de ces mesures, est calculée pour chaque niveau de sonie une intensité correspondante et ce pour chaque sujet et pour chacune des deux fréquences de test.

2.2.3. Mesures Objectives (ASSR)

Dans cette deuxième partie de l'étude, on mesure pour chaque niveau de sonie obtenu précédemment, l'amplitude de la réponse ASSR correspondante et ce pour chaque fréquence séparément. Le stimulus ASSR (fréquence porteuse modulée en amplitude) est présenté au sujet à l'aide du même casque que dans la première partie avec une intensité variant et correspondant aux différents niveaux de sonie. Seuls six niveaux sont testés de façon randomisée (« Très faible », « Faible », « Confortable/Faible », « Confortable », « Confortable/Fort », « Fort »). Les niveaux supérieurs étant trop inconfortables pour être écoutés sur une durée trop longue.

Le stimulus acoustique est délivré et généré par le système MASTER de Biologic à travers le même casque que dans la première partie. Il se compose d'une fréquence porteuse « Fc » (500 ou 2000 Hz) modulée en amplitude à une fréquence « Fm » d'environ 80 Hz. La profondeur de modulation du signal est fixée à 100%.

L'enregistrement EEG réalisé simultanément à la stimulation s'effectue à l'aide de 3 électrodes placées sur la tête du sujet. L'électrode positive placée au vertex, l'électrode négative au niveau du cou, juste sous les cheveux et l'électrode de masse placée sur le front. Le signal EEG ainsi enregistré est filtré et moyenné par le système MASTER. L'analyse spectrale réalisée permet de mesurer et de distinguer l'amplitude de la réponse ASSR du bruit EEG moyen [John & Picton, 2000]. Le système MASTER échantillonne le signal EEG sous forme de blocs de 1024 points appelés « epochs ». Ces epochs sont regroupés par blocs de 16, créant un « sweep » permettant une analyse spectrale beaucoup plus précise. Ces sweeps sont ensuite moyennés entre eux afin d'améliorer le rapport signal/



bruit de la réponse. L'amplitude de la réponse ASSR relevée à la fréquence de la modulation d'amplitude est affichée dans l'interface du logiciel et une analyse statistique détermine si la réponse est significative ou non ($p \leq 0.05$). Le nombre de moyennages nécessaires à la bonne émergence du signal utile varie et dépend de l'intensité du stimulus, ainsi que du sujet considéré. Plus l'intensité du stimulus est faible, plus il faut de moyennages pour que la réponse ressorte du bruit. Au cours de cette étude et afin d'avoir une amplitude de réponse valide, le moyennage continue jusqu'à avoir une amplitude de réponse stable. Cette stabilité est atteinte lorsque l'amplitude de la réponse mesurée ne varie pas de plus de 10% sur les trois derniers moyennages. Le nombre de moyennes est borné entre 10 et 32 afin de limiter le temps d'enregistrement et assurer une réponse stable.

2.3. Résultats

2.3.1. Résultats mesure de sonie

Les moyennes des résultats obtenus par fréquence sont représentées sur la figure n°1. Les sujets normo-entendants ont un seuil de détection proche de 0 dB HL. La dynamique moyenne de ces sujets (différence entre seuils de détection et seuils d'inconfort) est de 93 dB à 500 Hz et 87 dB à 2000 Hz (voir la partie supérieure de la figure n°1). La relation entre sonie et intensité de stimulation montre deux parties distinctes possédant chacune une pente différente. En dessous de 65 dB HL, la pente à 500 Hz est de +8% « niveau de sonie/dB » et de +7% « niveau de sonie/dB » à 2000 Hz. Au-dessus de ces 65 dB HL, la pente à 500 Hz passe à +16% « niveau de sonie/dB » et de +15% « niveau de sonie/dB » à 2000 Hz. Une régression linéaire simple entre sonie et intensité de stimulation donne un $R^2=0.9$ ($p <$

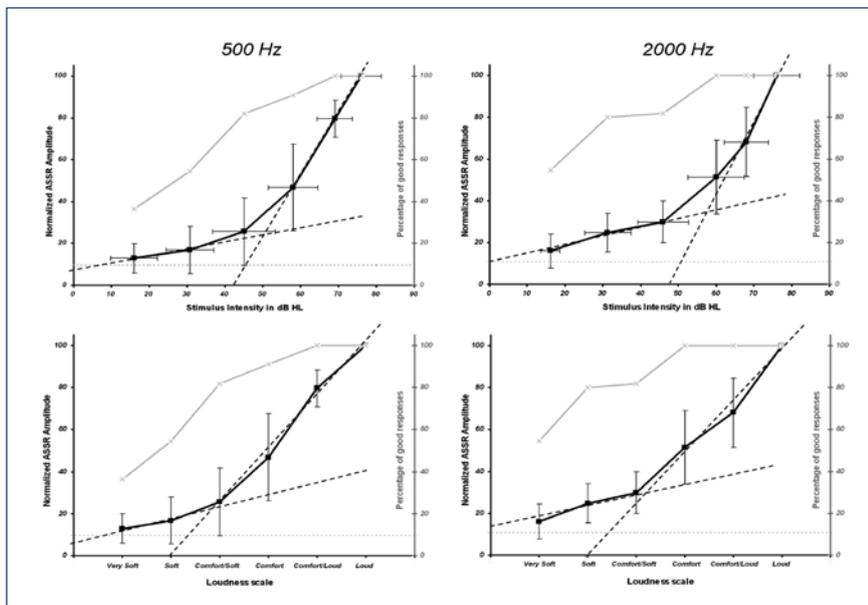


FIGURE 18 : AMPLITUDE ASSR NORMALISÉE EN FONCTION DE L'INTENSITÉ DE STIMULATION ET DU NIVEAU DE SONIE AUX DEUX FRÉQUENCES DE TEST. LA PARTIE SUPÉRIEURE REPRÉSENTE L'AMPLITUDE ASSR NORMALISÉE POUR CHAQUE INTENSITÉ DE STIMULATION TESTÉE. LA PARTIE INFÉRIEURE REPRÉSENTE L'AMPLITUDE ASSR NORMALISÉE AUX DIFFÉRENTS NIVEAUX DE SONIE TESTÉS. LE NIVEAU DE BRUIT EEG MOYEN NORMALISÉ EST REPRÉSENTÉ SUR CHAQUE GRAPHIQUE PAR UNE LIGNE EN POINTILLÉS. LE POURCENTAGE DE RÉPONSES VALIDES POUR CHAQUE NIVEAU DE SONIE EST REPRÉSENTÉ PAR LES LIGNES GRIS (EN ORDONNÉE À DROITE). EN DESSOUS DU NIVEAU « CONFORTABLE », LE POURCENTAGE DE RÉPONSES VALIDES EST INFÉRIEUR À 100 %. CE MÊME POURCENTAGE DÉCROIT AVEC LE NIVEAU DE SONIE TESTÉ. LA DIFFÉRENCE INTER FRÉQUENCE PRÉCÉDEMMENT OBTENUE DISPARAÎT AVEC LA NORMALISATION DES AMPLITUDES MESURÉES. LA VARIATION D'AMPLITUDE ASSR EST IDENTIQUE QU'ELLE QUE SOIT LA FRÉQUENCE CONSIDÉRÉE. LA LINÉARITÉ DES RÉPONSES OBTENUES EST MODÉLISÉE PAR LES DROITES EN POINTILLÉS NOIRS. LE NIVEAU DE BRUIT EEG EST INDIQUÉ PAR LES LIGNES EN POINTILLÉS GRIS.

0.001) confirmant la difficulté de faire la différence entre l'intensité de stimulation et sonie.

2.3.2. Amplitude ASSR

Pour chaque sujet, 12 valeurs sont enregistrées, correspondant à l'amplitude de la réponse ASSR pour chaque niveau de sonie étudié (voir partie inférieure de la figure n°17). L'amplitude ASSR augmente avec l'intensité de stimulation [Picton et al., 2005] ainsi que la dispersion des valeurs obtenues. Le nombre de moyennages nécessaires lors de la mesure ASSR est également sujet à l'intensité de stimulation (Très faible : 29±4, Faible: 25±5, Confortable/faible : 23±7, Confortable: 20±7, Confortable/fort: 16±5, Fort: 12±7). Pour les faibles niveaux de sonie, l'amplitude ASSR est proche du niveau de bruit lié à l'enregistrement EEG et n'est par-là même pas statistiquement significatif. La relation entre amplitude ASSR et intensité de stimulation n'est pas linéaire contrairement aux résultats mis en évidence

entre niveau de sonie et intensité de stimulation.

Une analyse ANOVA répétée à deux facteurs nous indique que la fréquence porteuse a une influence significative sur l'amplitude de la réponse pour des niveaux de sonie à partir de « Confortable/faible » avec une amplitude mesurée 1,5 fois plus petite à 2000 Hz comparée à 500 Hz (on obtient un $p < 0.001$ pour les niveaux à partir de « Confortable/faible » et un $p = 0.089$ pour les niveaux de sonie inférieurs). La variation inter sujet est là aussi inférieure à la fréquence de 2000 Hz.

3.3. Amplitudes ASSR normalisées.

Les données obtenues sont combinées et normalisées entre elles afin d'améliorer la comparaison. Les amplitudes ASSR mesurées sont normalisées en prenant pour chaque sujet et chaque fréquence l'amplitude maximum obtenue. Ce maximum est obtenu systématiquement pour le niveau de sonie

« Fort », nous donnant une amplitude ASSR à ce niveau de sonie égale à « 100 ». Par conséquent, les autres valeurs sont un pourcentage de 100. Le niveau de bruit EEG est lui aussi normalisé pour chaque fréquence et chaque sujet. Après normalisation, on ne retrouve pas de différence interfréquence comme relevé dans la partie précédente (l'analyse ANOVA répétée à deux facteurs donne un $p = 0.774$).

A l'aide d'une régression linéaire multiple par pas, nous remarquons que le niveau de sonie explique presque entièrement la variation de l'amplitude de la réponse ASSR et ce de manière beaucoup plus forte qu'avec l'intensité de stimulation (pour le niveau de sonie $R^2 = 0.81$, $p < 0.001$, $f = 556$ et pour l'intensité de stimulation $f = 1.3$, $p = 0.26$).

3.3.1. Amplitude ASSR normalisée en fonction de l'intensité de stimulation.

La variation de l'amplitude ASSR en fonction de l'intensité de stimulation est identique quelle que soit la fréquence de test considérée. Cette variation non linéaire possède une pente variant de 3,2 % (ASSR normalisé/dB) à 0,4 % (ASSR normalisé/dB) (voir partie supérieure de la figure n°18). Une régression linéaire nous donne un coefficient $R^2 = 0,71$ ($p < 0,001$) pour la relation liant l'amplitude ASSR normalisée et l'intensité de stimulation.

A partir des deux points les plus significatifs (« Confortable/Fort » et « Fort »), une estimation de l'amplitude ASSR attendue est réalisée à l'aide d'une régression linéaire. Les amplitudes ASSR calculées sont comparées aux valeurs réelles mesurées à l'aide d'un test de student afin d'évaluer la linéarité des réponses acquises et ce pour chaque niveau de sonie (voir figure n°19). A partir de cette comparaison, aucun point n'est statistiquement corrélé à la relation linéaire calculée ($t < 0,05$) (excepté les niveaux « Confortable/Fort » et « Fort » ayant servi à la création de la régression linéaire). Cette comparaison statistique confirme la non linéarité de la relation entre intensité de stimulation et amplitude de la réponse ASSR.

3.3.2. Amplitude ASSR normalisée en fonction du niveau de sonie.

L'amplitude ASSR normalisée en fonction du niveau de sonie ne varie pas significativement en fonction de la fréquence (partie inférieure de la figure n°18). La courbe de variation ASSR possède deux pentes distinctes avec au-dessus du niveau « Confortable / faible » une pente pour les deux fréquences de 5 % (ASSR/niveau de sonie), contre 24 % (ASSR/niveau de sonie) au-dessous de ce niveau. L'analyse par régression linéaire multiple donne un coefficient $R^2=0,81$ ($p<0,001$) pour la relation existant entre l'amplitude de la réponse ASSR et la fonction de sonie (LGOB).

Contrairement à la fonction Amplitude ASSR/Intensité de stimulation, la régression linéaire confirme la corrélation forte existant entre amplitude de la réponse ASSR et fonction de sonie (LGOB) (voir figure n°19). Les amplitudes ASSR calculées pour les niveaux de sonie compris entre « Fort » et « Confortable/faible » sont linéairement corrélées avec les amplitudes ASSR

mesurées expérimentalement (test de student : $t > 0.05$). Par conséquent on peut en conclure que l'amplitude ASSR est plus fortement corrélée à la sensation de sonie perçue qu'à la simple intensité de stimulation.

3.4. Amplitude ASSR normalisée avec réduction de bruit

Une explication aux deux pentes mesurées entre l'amplitude de la réponse ASSR et le niveau de sonie peut être le niveau de bruit EEG enregistré au cours de la mesure. Ce bruit correspond à l'amplitude moyenne du spectre de l'enregistrement EEG. Le pourcentage de réponses significatives, supérieur au bruit EEG, décroît avec la diminution du niveau de sonie étudié (en gris sur la figure n°18). Pour des niveaux de sonie faible, l'amplitude de la réponse ASSR est faible et peut être perturbée par le niveau du bruit EEG enregistré au cours de l'acquisition. Pour des niveaux de sonie plus élevés, le bruit EEG n'est plus significatif devant l'amplitude de la réponse (voir figure n°19).

Ce bruit EEG a pour caractéristique d'être aléatoire en amplitude mais aussi en phase, contrairement à la réponse ASSR qui elle est stable sur ces deux points. Cette différence rend possible la correction de l'amplitude mesurée. Cette réponse se compose à la fois du bruit EEG et de la réponse électrophysiologique au stimulus ASSR en suivant l'équation suivante :

$$EEG = ASSR + Noise \Leftrightarrow ASSR = \sqrt{EEG - Noise}$$

A partir de cette équation, l'amplitude ASSR peut être extraite par simple soustraction du bruit au signal EEG enregistré. Le niveau de bruit moyen est mesuré par le système Master. Avec et sans réduction de bruit, les résultats de la corrélation avec les seuils ASSR normalisés sont similaires que ce soit pour l'intensité ou le niveau de sonie. La régression linéaire nous donne un coefficient $R^2 = 0.71$ ($p<0.001$) entre l'amplitude ASSR normalisée et l'intensité de stimulation, un coefficient $R^2 = 0.81$ ($p<0.001$) entre l'amplitude ASSR normalisée et le niveau de sonie, et la régression linéaire multiple par pas nous donne pour la sonie un $p<0.001$,

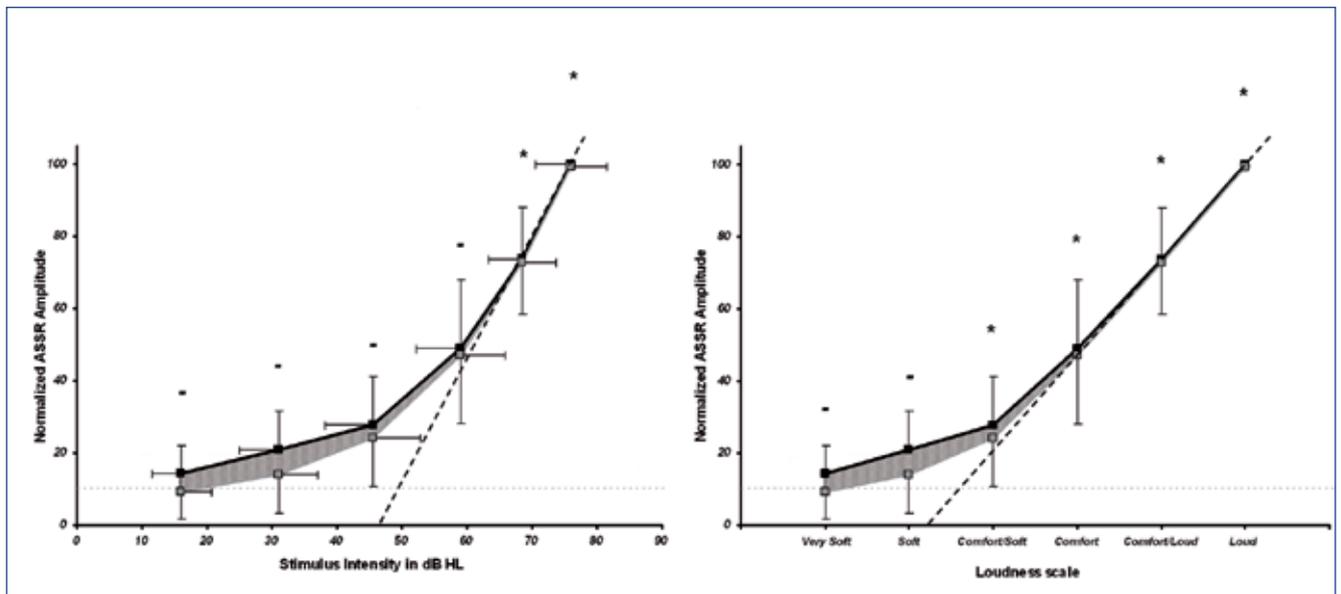


FIGURE 19 : AMPLITUDE ASSR NORMALISÉE EN FONCTION DE L'INTENSITÉ DE STIMULATION ET DU NIVEAU DE SONIE POUR LES DEUX FRÉQUENCES DE TEST. LA LIGNE GRIS EN POINTILLÉS REPRÉSENTE LE NIVEAU DE BRUIT MOYEN PENDANT L'ENREGISTREMENT. EN NOIR SONT REPRÉSENTÉS LES RÉSULTATS SANS CORRECTION DE BRUIT ET EN GRIS LES RÉSULTATS AVEC CORRECTION DE BRUIT. CETTE CORRECTION EST VRAIMENT SIGNIFICATIVE POUR LES NIVEAUX DE SONIE FIABLES AYANT UNE AMPLITUDE ASSR FAIBLE. LES DIFFÉRENCES OBTENUES AVEC LA RÉDUCTION DE BRUIT SONT INDICUÉES PAR LA ZONE GRIS. UNE RÉGRESSION LINÉAIRE À PARTIR DES DEUX POINTS LES PLUS IMPORTANTS (« FORT » ET CONFORTABLE/FORT ») EST REPRÉSENTÉE PAR LA LIGNE NOIRE EN POINTILLÉS. UNE CORRÉLATION STATISTIQUE ENTRE VALEURS EXPÉRIMENTALES ET VALEURS ESTIMÉES EST INDICUÉE POUR CHAQUE NIVEAU DE SONIE PAR UN SYMBOLE. (* : POUR CORRÉLÉ, - : POUR NON CORRÉLÉ). LA FONCTION AMPLITUDE ASSR/NIVEAU DE SONIE EST LINÉAIRE JUSQU'À « CONFORTABLE/FAIBLE » ALORS QUE LA FONCTION AMPLITUDE ASSR/ INTENSITÉ DE STIMULATION N'EST PAS LINÉAIRE.

$f = 562$ et pour l'intensité $f = 1.1$, $p = 0.3$.

La linéarité entre l'amplitude ASSR et le niveau de sonie est effective à partir du niveau « Confortable/faible ». En dessous de ce niveau la pente de l'amplitude ASSR décroît. Avec la réduction de bruit, cette linéarité augmente (voir figure n°19). Il est possible d'évaluer statistiquement l'influence du bruit EEG en utilisant une régression linéaire. L'équation (a) permet la déduction de l'amplitude ASSR sans réduction de bruit et l'équation (b) avec réduction de bruit. L'amplitude ASSR est exprimée en fonction de l'amplitude ASSR normalisée (0 à 100) et niveau de sonie en terme de pas (de 0 à 8).

$$\text{ASSR (avec bruit)} = -13.2 + (17.4 * \text{Niveau de sonie}) (a)$$

$$\text{Seuil de niveau de sonie estimé (avec bruit)} = 13.2/17.4 = 0.7$$

$$\text{ASSR (sans bruit)} = -19.5 + (18.3 * \text{Niveau de sonie}) (b)$$

$$\text{Seuil de niveau de sonie estimé (sans bruit)} = 19.5/18.3 = 1$$

A partir de l'équation (a), le seuil ASSR est obtenu pour un niveau de sonie inférieur à « Très faible » (« 1 ») proche du niveau « Inaudible ». Cette anomalie peut être expliquée par le bruit EEG qui perturbe les résultats. Avec la réduction de bruit, le seuil ASSR apparaît au niveau « Très faible » (« 1 ») comme attendu.

2.4. Discussion

L'objectif principal de notre étude est de mettre en évidence la relation existant entre l'amplitude ASSR relevée et le niveau de sonie ressenti par le sujet. Les résultats montrent avec évidence une forte corrélation entre ces deux paramètres (relation linéaire entre les niveaux de sonie « Fort » et « Confortable/faible »).

Le fait que cette mesure objective est plus fortement corrélée à une sensation qu'à une intensité de stimulation se révèle très intéressant dans une optique de réglage d'aides auditives et d'utilisation clinique.

2.4.1. Niveau de sonie

Les résultats de mesure de sonie obtenus en première partie de l'étude sont en accord avec les données que l'on retrouve dans la littérature. Les dynamiques moyennes relevées sont en accord avec celles reportées par Sherlock et al. (2005), avec une valeur de 93 dB à 500 Hz (vs 91 dB pour Sherlock et al.) et 87 dB à 2000 Hz (vs 88 dB pour Sherlock et al.). L'intensité de stimulation correspondant à chaque niveau de sonie est là aussi similaire aux valeurs mesurées par Allen et al. (1990). A 500 Hz nous obtenons une valeur de 16 dB HL au niveau « Faible » (vs. 17 dB HL pour Allen), 59 dB pour le niveau « confortable » (vs. 62 dB HL) et 76 dB pour le niveau « Fort » (vs. 76 dB HL). A 2000 Hz, Allen obtient une différence d'environ 10 dB par rapport à 500 Hz pour chaque niveau de sonie, différence que nos résultats ne reproduisent pas.

2.4.2. Amplitude ASSR et intensité de stimulation

Deux parties distinctes sont mises en évidence dans la relation amplitude ASSR/ Intensité de stimulation. La pente de cette fonction au-dessus de 55 dB est significativement supérieure à celle relevée au-dessous de 55 dB. Lins et al. (1995) obtiennent le même résultat avec une amplitude ASSR augmentant plus rapidement pour les intensités de stimulation supérieures à 70 dB SPL. Le seuil de détection moyen obtenu par Lins, en utilisant un pas de 10 dB, est de 10 dB SPL donnant une variation de pente à partir de 60 dB HL. Dans notre étude, l'intensité correspondant à « Confortable/faible » est de 55 dB SL (avec nos sujets normo-entendants, SL = HL), valeur très proche du résultat obtenu par Lins. Cette observation peut trouver une utilité très grande dans la détection du seuil de confort. L'intensité correspondant au changement de pente de la réponse est certainement liée au seuil de confort. Cette différence de pente est supérieure pour des fréquences de stimulation élevées [Lins et al., 1995].

La correction du bruit EEG ne peut expliquer entièrement la non linéarité mesurée dans la relation entre amplitude ASSR et intensité de stimulation.

Celle-ci peut être expliquée physiologiquement par l'activité des cellules ciliées externes (CCE). Dans le cas de sujets normo-entendants, les CCE améliorent la détection dans la cochlée des sons faibles. De ce fait, seules les fibres spécifiques à la fréquence de stimulation utilisées sont stimulées. Pour des niveaux de stimulation plus importants, le pattern d'activation dans la cochlée s'élargit et active donc plus de cellules ciliées internes (CCI). Ce phénomène peut expliquer la différence de pente mesurée à partir de l'amplitude de la réponse ASSR. Par conséquent, la relation entre l'amplitude ASSR et le niveau de sonie devrait être linéaire pour des sujets malentendants ayant une perte de CCE. L'amplitude de la réponse ASSR semble refléter à travers ces résultats, l'activité des CCE et pourrait se révéler être une mesure objective du phénomène de recrutement. Ce résultat mérite d'être confirmé sur des sujets malentendants.

Lins et al utilisent un masquage passe-haut afin d'étudier les conséquences d'un pattern d'activation plus large. Ils ont mis en évidence qu'un bruit passe haut diminue significativement l'amplitude de la réponse ASSR en réponse à un stimulus à 70 dB SPL. Dans le cas d'une stimulation multiple, cet accroissement de l'amplitude n'apparaît pas et la fonction ASSR/Intensité croît linéairement.

2.4.3. Amplitude ASSR et fonction de sonie

La fonction reliant l'amplitude ASSR et le niveau de sonie, est linéaire des niveaux « Confortable/faible » à « Fort » (voir partie inférieure des figures 18 et 19). En dessous de ce niveau, la pente de la fonction décroît. Le pourcentage de réponses valides (amplitude de la réponse significativement supérieure au niveau de bruit EEG) peut partiellement expliquer ces différentes pentes mesurées pour l'amplitude ASSR.

Ce pourcentage est inférieur à 100 % pour les niveaux de sonie inférieurs à « Confortable » et décroît avec le niveau de sonie.

L'amplitude de la réponse ASSR se compose de la réponse électrophysiologique et du bruit EEG. Ce bruit devient significatif et perturbant pour les niveaux de sonie bas, ne donnant qu'une faible amplitude de réponse ASSR. La correction réalisée par la soustraction du bruit (voir figure 19) confirme ce point. La différence de pente constatée dans les résultats obtenus, s'atténue grâce à la correction apportée, augmentant la linéarité des résultats (voir équation (a) et (b)).

Le seuil ASSR peut être extrapolé à partir de cette linéarité. L'amplitude de la réponse est obtenue à partir de différents niveaux de sonie et le seuil physiologique est extrapolé à partir de ces données. Dans ce cas, le seuil de détection estimé (donc pour une amplitude ASSR = 0) est obtenu au niveau de sonie « Faible » contrairement au niveau « Confortable/faible » que l'on aurait pu attendre (voir la ligne en pointillés sur la figure 3). Une raison expliquant cette différence entre seuil ASSR estimé et seuil réel peut être que cette même réponse recherchée dans l'enregistrement n'est pas précisément calée et en phase (« time-locking ») avec la stimulation pour des niveaux de stimulation proches du seuil.

Tant que la réponse nécessitera ce « time-locking », la réponse pourra ne pas être reconnaissable près du seuil auditif [Picton et al., 2003]. Conformément aux résultats de Picton (2003), nous avons montré que l'amplitude ASSR est linéairement corrélée à la sensation de sonie, mais, comme pour les autres méthodes d'audiométrie objective, les seuils extrapolés à partir des mesures sont supérieurs aux seuils réels des sujets.

Ces constatations ont été obtenues chez le sujet normo-entendant. Pratt et al ont trouvé en 1977 une corrélation forte entre les latences de PEA et l'estimation subjective de l'intensité. Mais ces résultats se sont révélés être inutilisables cliniquement du fait de la forte variabilité inter-sujets et inter-sessions.

Dans notre cas, la méthode d'évaluation de sonie utilisée (Allen et al., 1990) semble précise et robuste.

De plus, Kaf et al. en 2006 n'ont pas trouvé de différences significatives inter-sessions dans les seuils ASSR obtenus. Cela nous permet de penser que dans un cadre d'audiométrie objective, la méthode ASSR est une mesure valable, méritant de plus amples tests afin de vérifier la reproductibilité inter-sessions des amplitudes mesurées. L'utilisation clinique de ces résultats nécessite avant tout une investigation individuelle ainsi qu'une reproductibilité de ces valeurs.

2.4.4. Effets de la stimulation ASSR

Les caractéristiques de la stimulation ASSR utilisée, influencent fortement la réponse obtenue. Picton et Lins ont étudié précisément l'impact de ces différents paramètres [Lins et al., 1995; 1996].

Deux fréquences porteuses (500 et 200 Hz) ont été testées au cours de cette étude. Dans une optique d'audiométrie, les autres fréquences ont bien entendu leur importance et nous devons savoir si les résultats obtenus ici se confirment pour les autres fréquences audiométriques. Lins et al ont étudié en 1995 l'évolution de l'amplitude ASSR pour différentes fréquences porteuses et différentes intensités et ont obtenu des résultats similaires avec une fréquence porteuse de 1000 Hz, nous permettant de supposer que ce genre de résultat, (impliquant une évolution de la réponse ASSR sous forme de deux pentes distinctes) se retrouve quelle que soit la fréquence considérée. Malgré tout, il est important de garder quelques réserves concernant les fréquences audiométriques extrêmes, présentant une estimation de seuil bien moins précise d'après une étude récente [Tlumak et al., 2007]. Les deux fréquences testées au cours de cette étude, sont caractéristiques dans le cas d'une perte auditive. Les hautes fréquences (2000 Hz) sont plus souvent touchées par les problèmes d'audition que les basses fréquences (500 Hz). Ces fréquences sont intéressantes car elles permettront une future comparaison des résultats obtenus entre normo-entendants et malentendants.

L'amplitude de modulation est codée à la fois par les voies auditives et le cortex [Picton et al., 2003]. Malgré tout, l'intensité de l'activité corticale décroît avec l'augmentation de la fréquence de modulation et les voies auditives deviennent le générateur principal de la réponse ASSR pour des fréquences de modulation supérieures à 50 Hz. Le système auditif fonctionne comme un filtre passe-bas et une fréquence de 80 Hz (fréquence de modulation codée par la cochlée) utilisée dans notre étude est trop élevée pour être représentée au niveau cortical. A ce niveau de modulation, la réponse ASSR reflète l'activité de niveau inférieur du système auditif [Picton et al., 2003]. Une fréquence de modulation plus faible pourrait être intéressante dans le cadre de cette étude et mettre en évidence une relation amplitude ASSR/ Niveau de sonie plus linéaire.

Celle-ci stimule en effet une zone plus corticale et donc considérée comme plus proche du sensitif [Herdman et al., 2002]. Malheureusement l'utilisation d'une fréquence de modulation plus faible entraîne plus de difficultés d'enregistrement dues au bruit EEG et au niveau de vigilance du sujet.

2.5. Conclusion

Les résultats de cette étude ont montré une forte corrélation entre l'amplitude de la réponse ASSR mesurée et le niveau de sensation d'intensité perçue. Le fait que cette corrélation soit plus forte avec le niveau de sonie qu'avec l'intensité de stimulation directement est un point très important d'un point de vue clinique. A l'aide des ASSR, il est donc possible d'aller plus loin que la « simple » recherche de seuil dans l'exploration de l'audition en mettant en évidence de possibles troubles auditifs (hyperacousie par exemple...). Toutefois, une utilisation clinique de ces résultats nécessiterait de plus amples investigations et ce en particulier sur des sujets malentendants.

4. Etude n°4 : ASSR et fonction de sonie chez le malentendant

4.1. Introduction

Chez une personne atteinte d'une perte auditive et d'une perte de CCE, on retrouve un phénomène appelé « recrutement de sonie ». Cet effet provient de la destruction et de la perte du phénomène actif de la cochlée, lié au rôle actif des CCE, permettant d'accroître la sensation aux intensités faibles. Le fonctionnement normal de la cochlée est non linéaire et permet d'amplifier les faibles variations de la membrane basilaire. Ce phénomène actif, décroît au fur et à mesure de l'élévation de l'intensité de stimulation. [Moore., Psychology of hearing]. Les sons faibles sont ainsi amplifiés alors que les sons forts eux, restent inchangés. Par conséquent, la perte des CCE, responsable de cette amplification, entraîne une moindre amplification des sons faibles et donc un seuil de perception plus élevé. Par contre, la perception des sons forts reste normale et le seuil d'inconfort reste inchangé. Le codage de l'intensité des sons se fait au niveau de la cochlée par l'intermédiaire de deux mécanismes principaux, comme nous l'avons vu précédemment : le taux de décharge des fibres nerveuses ainsi que le pattern d'activation. Ces deux mécanismes existent toujours suite à une perte auditive, mais leur activation diffère. En effet, pour les basses intensités, la sélectivité fréquentielle « pincée » engendrée par le fonctionnement des CCE, limitant le pattern d'activation, n'existe plus chez les sujets malentendants.

Dans ces conditions la sensation d'intensité perçue par ces personnes doit suivre linéairement l'intensité de la stimulation contrairement aux sujets normo-entendants.

Comme nous l'avons constaté dans l'étude précédente chez le normo-entendant, l'amplitude de la réponse ASSR est fortement reliée à la sensation perçue par le sujet (presque linéairement) et ce de manière plus importante qu'avec la « simple » intensité de stimulation. Ce phénomène devrait se retrouver également avec les sujets malentendants. Dans ce cas, on devrait retrouver une relation linéaire entre l'amplitude de la réponse ASSR et la sensation d'inten-

sité (comme pour l'étude précédente) mais également avec l'intensité de stimulation (du fait de la perte des CCE). Lins a montré en 1995 que l'amplitude de la réponse ASSR en fonction de l'intensité de stimulation n'était pas linéaire chez le normo-entendant (confirmé par l'étude précédente) mais elle devrait l'être pour les sujets étudiés dans ce protocole. Lenarz en 1986, a montré chez le malentendant que l'amplitude de la réponse augmentait rapidement au-dessus du seuil jusqu'à rattraper un seuil intensité/amplitude de réponse équivalent à un normo-entendant, phénomène caractéristique du recrutement de sonie.

Dimitrijevic (2002) a constaté que l'amplitude de la réponse ASSR, pour un même niveau de sonie, est plus élevée chez le sujet malentendant que chez le sujet normo-entendant, allant dans le sens du phénomène de recrutement. Ce point est primordial dans la mise en place d'une relation entre seuil objectif ASSR et seuil subjectif. L'écart entre ces deux seuils n'étant pas fixe et identique d'un sujet à l'autre et encore moins entre un sujet normo et malentendant, il faut prendre énormément de précautions dans l'interprétation des résultats obtenus et se méfier des corrections automatiques appliquées aux seuils évalués.

Cette étude est importante afin de confirmer les résultats précédemment exposés et replacer cette mesure dans son véritable cadre d'utilisation. En effet, pour le sujet normo-entendant, cette évaluation de la sonie n'a que peu de sens. Par contre elle peut se révéler particulièrement intéressante pour des sujets malentendant dans une optique de dépistage d'hyperacousie, de faible dynamique résiduelle ou de réglage d'aides auditives. Aujourd'hui il n'existe pas de mesure objective permettant cette évaluation chez le malentendant et il n'existe pas de méthode permettant la mise en évidence du phénomène de recrutement de sonie objectivement.

Cette étude reprend le protocole utilisé dans l'étude précédente et décrit ci-dessous.

4.2. Matériel et méthodes

4.2.1. Sujets

4 sujets malentendants ont participé à cette étude. Leur âge variant entre 35 et 57 ans. La perte auditive des sujets est vérifiée par un audiogramme tonal et une mesure d'otoémissions permet de confirmer la perte de CCE. Les sujets présentent tous une perte aux deux fréquences de tests en moyenne de 40 dB à 500 Hz et 35 dB à 2000 Hz.

Les tests ont été réalisés à l'hôpital Edouard Herriot et un consentement de participation a été signé par chaque sujet. Les stimuli sont présentés dans une chambre isolée acoustiquement, dans laquelle les sujets sont confortablement installés et encouragés à dormir afin de réduire au maximum le bruit de l'enregistrement EEG.

4.2.2. Mesures perceptives

Dans une première partie de l'étude, une mesure de la sensation auditive par catégorisation de sonie est réalisée.

Dans cette procédure (décrite par Allen en 1989), le sujet est amené à évaluer l'intensité de différents sons sur une échelle comportant 9 niveaux, « Inaudible », « Très faible », « Faible », « Confortable/Faible », « Confortable », « Confortable/Fort », « Fort », « Très Fort », ou « Trop Fort ».

Les sons sont présentés à l'aide d'un audiomètre Interacoustic AC40 et d'un casque TDH39P dans l'oreille droite. Dans un premier temps, la dynamique du sujet est mesurée pour chacune des fréquences de test (500 et 2000 Hz). Pour cela le seuil de détection et le seuil d'inconfort sont mesurés pour des stimuli de 3 secondes.

La dynamique ainsi obtenue est ensuite divisée en 15 intensités différentes. L'incrément entre chaque intensité variant donc suivant chaque sujet et chaque fréquence. Chacune des intensités calculées est présentée 3 fois de façon randomisée, pendant 3 secondes. Entre chaque stimulus est présent un silence de 5 secondes. Le sujet doit pour chaque stimulus, évaluer l'intensité du son présenté sur l'échelle de niveaux précédemment présentée. A partir de ces mesures, est calculée pour chaque niveau de sonie

une intensité correspondante et ce pour chaque sujet et pour chacune des deux fréquences de test.

4.2.3. Mesures objectives

Dans cette deuxième partie de l'étude, on mesure pour chaque niveau de sonie obtenu précédemment, l'amplitude de la réponse ASSR correspondante et ce pour chaque fréquence séparément. Le stimulus ASSR (fréquence porteuse modulée en amplitude) est présenté au sujet à l'aide du même casque que dans la première partie avec une intensité variant et correspondant aux différents niveaux de sonie. Seuls six niveaux sont testés de façon randomisée (« Très faible », « Faible », « Confortable / Faible », « Confortable », « Confortable / Fort », « Fort »). Les niveaux supérieurs étant trop inconfortables pour être écoutés sur une durée trop longue. Le stimulus acoustique est délivré et généré par le système MASTER de Bio-logic. Il se compose d'une fréquence porteuse « Fc » (500 ou 2000 Hz) modulée en amplitude à une fréquence « Fm » d'environ 80 Hz. La profondeur de modulation du signal est fixée à 100%.

L'enregistrement EEG réalisé simultanément à la stimulation s'effectue à l'aide de 3 électrodes placées sur la tête du sujet. L'électrode positive placée au vertex, l'électrode négative au niveau du cou, juste sous les cheveux, et l'électrode de masse placée sur le front. Le signal EEG ainsi enregistré est filtré et moyenné par le système MASTER. L'analyse réalisée permet de mesurer et de distinguer l'amplitude de la réponse ASSR du bruit EEG moyen [John & Picton., 2000]. Le nombre de moyennages nécessaires à la bonne émergence du signal utile varie et dépend de l'intensité du stimulus, ainsi que du sujet considéré. Plus l'intensité du stimulus est faible, plus il faut de moyennages pour que la réponse ressorte du bruit. Au cours de cette étude et afin d'avoir une amplitude de réponse valide, le moyennage continue jusqu'à avoir une amplitude stable. Cette stabilité est atteinte lorsque l'amplitude de la réponse mesurée ne varie pas de plus de 10% sur les trois derniers moyennages. Le nombre de moyennes est borné entre 10 et 32 afin de limiter le temps d'enregistrement et assurer une réponse stable.

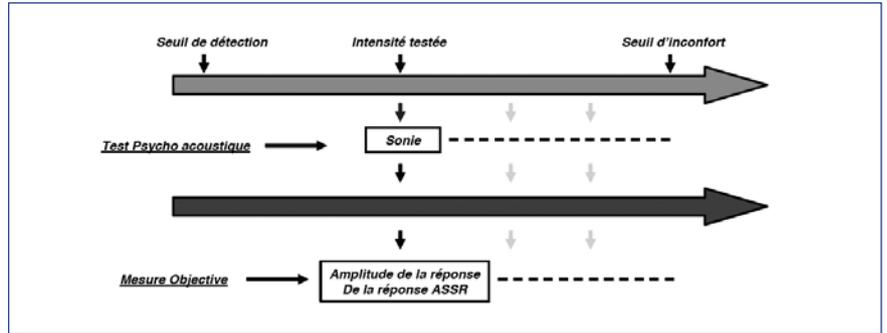


FIGURE 20 : PROTOCOLE DE MESURE. DANS LA DYNAMIQUE DU SUJET, ON RECHERCHE L'INTENSITÉ EN DB CORRESPONDANT À 6 NIVEAUX DE SONIE DISTINCTS. POUR CHACUN DE CES NIVEAUX, ON MESURE L'AMPLITUDE DE LA RÉPONSE ASSR CORRESPONDANTE.

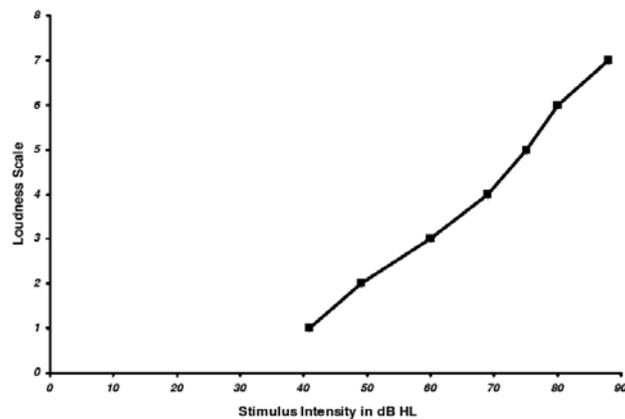


FIGURE 21 : NIVEAUX DE SONIE EN FONCTION DE L'INTENSITÉ DE STIMULATION EN MOYENNE POUR TOUS LES SUJETS ET LES DEUX FRÉQUENCES DE TEST. ON CONSTATE UNE FORTE CORRÉLATION ENTRE NIVEAU DE SONIE ET INTENSITÉ DE STIMULATION, CONTRAIREMENT AUX RÉSULTATS OBTENUS POUR LES SUJETS NORMO-ENTENDANTS. LA PENTE DE CETTE FONCTION EST IDENTIQUE À CELLE OBTENUE AVEC DES NORMO-ENTENDANTS POUR DES NIVEAUX D'INTENSITÉS SUPÉRIEURES À 65 DB.

4.3. Résultats et discussion

4.3.1. Données psycho-acoustiques

La perte auditive moyenne des sujets ayant participé à cette étude est de 40 dB à 500 Hz et 35 dB à 2000 Hz. La courbe de sonie des sujets en fonction de l'intensité de stimulation obtenue est différente de celle constatée chez les normo-entendants. Contrairement à cette dernière où deux pentes étaient relevées (conformément aux mesures réalisées par Moore) on retrouve pour ces sujets une fonction beaucoup plus linéaire. En moyenne, la pente de cette droite est de 13% loudness level/dB, résultat semblable à celui obtenu pour le normo-entendant (15% loudness/level) au-dessus de 65 dB, là où les CCE n'ont plus qu'un rôle minime. Cette première courbe met en avant l'audition normale des sujets malentendants testés pour des intensités au-dessus de confortable. En dessous de ce niveau où on avait une deuxième pente pour le normo-enten-

dant, on trouve une linéarité des valeurs obtenues. Ce résultat est caractéristique de la perte des CCE et confirme la linéarité qui s'établit entre sensation de sonie et intensité de stimulation.

Du fait de la perte auditive, la dynamique résiduelle des sujets est également différente et beaucoup plus faible que celle relevée chez le normo-entendant (en moyenne cette dynamique résiduelle est de 60 dB). Cela entraîne un écart en dB plus faible entre chaque niveau de sonie. Par contre le seuil d'inconfort des sujets reste inchangé quand on le compare à la population de normo-entendants.

4.3.2. Amplitude ASSR/ Intensité de stimulation

Afin d'augmenter la significativité des valeurs obtenues, les résultats des 4 sujets aux deux fréquences ont été moyennés entre eux. Pour cela les amplitudes des réponses ASSR ont été

normalisées en prenant pour référence (100) l'amplitude la plus haute, obtenue pour le niveau de sonie « fort ». Les intensités sont de plus exprimées en dB SL et moyennées entre elles sur cette base, tenant compte ainsi du seuil de détection relatif à chaque sujet (0 dB SL correspondant au seuil auditif).

Contrairement aux résultats enregistrés chez les sujets normo-entendants, 100% des amplitudes ASSR relevées, ressortent statistiquement du bruit moyen EEG d'enregistrement et ce même pour les niveaux « très faible » où, chez le normo-entendant, on ne retrouvait qu'en moyenne 40 % de réponses significativement différentes du bruit. Ce résultat confirme la plus grande précision du seuil ASSR obtenu chez le malentendant comparé aux seuils ASSR obtenus chez le normo-entendant, comme on le constate dans la littérature (voir partie III.2.1). Cela peut être expliqué par le recrutement de sonie important chez ces sujets, entraînant une réponse plus ample dès les faibles niveaux de stimulation. De ce fait, la mesure de ces réponses est facilitée car moins gênée par le bruit EEG. Ce point est important à prendre en considération dans l'évaluation des seuils et la détection de troubles auditifs.

La relation entre intensité de stimulation et amplitude de la réponse ASSR mesurée est, dans cette étude, presque linéaire ($R^2 = 0,92$). La pente de cette fonction est de : 2,7 %/dB, valeur qui se rapproche de la pente la plus forte relevée chez le sujet normo-entendant (3,2 %/dB). Ce résultat confirme la mise en évidence de la perte des CCE, montrant un fonctionnement proche de celui d'un normo-entendant pour des intensités au-delà de confortable, où les CCE ne jouent qu'un rôle minime. En dessous de ce niveau « confortable » on ne retrouve pas une pente moins forte, mais une continuité dans l'évolution de l'amplitude de la réponse.

A partir de ces constatations, l'activité électrique mesurée à partir de la réponse ASSR peut être assimilée au taux de décharge électrique des CCI, corrélée linéairement à l'intensité de la stimulation acoustique. Cette modélisation se confirme par les résultats de cette étude avec des sujets n'ayant plus de CCE.

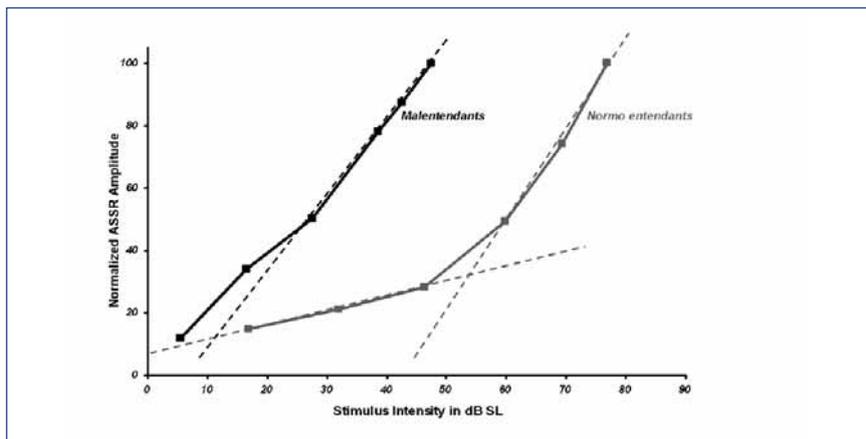


FIGURE 22 : AMPLITUDE ASSR NORMALISÉE EN FONCTION DE L'INTENSITÉ DE STIMULATION EN DB SL. EN NOIR LES RÉSULTATS POUR LES MALENTENDANTS, EN GRIS POUR LES NORMO-ENTENDANTS, CHAQUE POINT CORRESPONDANT RESPECTIVEMENT AUX DIFFÉRENTS NIVEAUX DE SONIE DE « TRÈS FAIBLE » À « FORT ». ON CONSTATE UNE DIFFÉRENCE DE RÉPONSE ENTRE CES DEUX POPULATIONS POUR LES FAIBLES NIVEAUX DE SONIE. POUR LES NIVEAUX AU-DESSUS DE « CONFORTABLE » LES RÉPONSES ASSR ENTRE NORMO ET MALENTENDANT SONT IDENTIQUES SI L'ON TIEN COMPTE DE LA DYNAMIQUE RÉSIDUELLE DIFFÉRENTE.

Dans le cas contraire où les CCE du sujet remplissent pleinement leur rôle (voir III.2.3), on constate un élargissement de la dynamique d'intensité codée par les plus faibles niveaux de réponse ASSR. Cela se traduit par la deuxième pente plus faible (non linéarité), observée pour les résultats des normo-entendants. Physiologiquement, ce phénomène s'explique par l'amplification des sons faibles, engendrée par le fonctionnement des CCE, entraînant un codage plus large des intensités au niveau des CCI et permettant la perception de sons plus faibles. La perte de ces CCE se traduit par une élévation du seuil auditif et une croissance plus rapide de la sensation d'intensité pour les faibles niveaux.

4.3.3. Amplitude ASSR/ Niveau de sonie

A partir des résultats moyennés et normalisés, on constate, pour la relation entre amplitude de la réponse ASSR et niveau de sonie, une relation, là aussi, presque linéaire ($R^2 = 0,91$), comme on l'obtenait chez le sujet normo-entendant. La pente de cette courbe est par contre plus faible que celle constatée chez le sujet normo-entendant passant de (24% / niveau) à (18% / niveau). Cette différence se traduit par une amplitude ASSR, pour les plus hauts niveaux, plus faible pour les malentendants que pour le normo-entendant. Mais du fait du peu de sujets de cette étude, on ne peut conclure à une

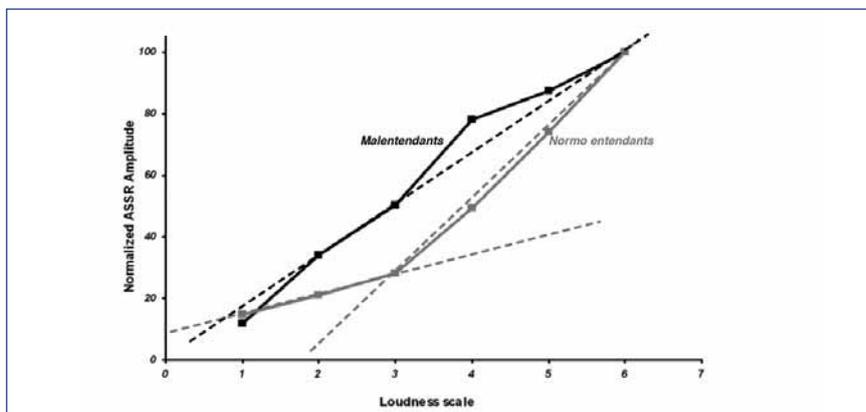


FIGURE 23 : AMPLITUDE ASSR NORMALISÉE EN FONCTION DES NIVEAUX DE SONIE, ALLANT DE « TRÈS FAIBLE » (1) À « FORT » (6). EN NOIR LES RÉSULTATS POUR LES MALENTENDANTS, EN GRIS POUR LES NORMO-ENTENDANTS. ON CONSTATE UNE FORTE LINÉARITÉ DES RÉSULTATS POUR LE MALENTENDANT, TOUT COMME POUR LE NORMO-ENTENDANT POUR LES NIVEAUX À PARTIR DE « CONFORTABLE - ». LES RÉSULTATS OBTENUS CHEZ LE MALENTENDANT SONT MOINS SOUMIS AU BRUIT DE L'ENREGISTREMENT EEG, PERMETTANT CETTE MEILLEURE LINÉARITÉ.

généralité. Malgré tout, la linéarité observée confirme bien le lien entre sonie et amplitude de la réponse ASSR.

Comme nous l'avons noté en introduction de cette étude, l'amplitude de la réponse ASSR est ici fortement corrélée avec, à la fois, l'intensité de stimulation et la sensation de sonie, ce qui est normal du fait du recrutement de sonie intervenant chez ces sujets. Avec cette population, il aurait été impossible de mettre en évidence une plus grande corrélation de la réponse ASSR avec l'intensité de stimulation ou le niveau de sonie, ce que confirment nos résultats. A travers ce résultat, on peut envisager une possible mise en évidence « objective » du phénomène de recrutement de sonie et différencier un cas pathologique d'une audition normale par la simple mesure de l'amplitude de la réponse ASSR à différentes intensités de stimulation. Il faut malgré tout tempérer ce résultat qui, bien que prometteur, nécessite une étude sur de beaucoup plus nombreux cas. Il reste tout de même important de noter que cette étude confirme les résultats précédemment obtenus chez les sujets normo-entendants.

4.4. Conclusion

Le recrutement de sonie, conséquence de la perte auditive de perception, entraîne une réduction du champ auditif et une perception altérée des niveaux d'intensités. La mesure ASSR ici étudiée met en lumière une forte corrélation entre niveau de sonie et amplitude de la réponse ASSR. Cette constatation se confirme chez le normo-entendant, comme chez le malentendant. A l'inverse, la relation entre amplitude ASSR et intensité de stimulation, linéaire chez le malentendant, ne l'est pas pour le normo-entendant. L'évolution de l'amplitude de la réponse ASSR permet de différencier une audition normale d'un cas pathologique et peut se révéler être une mesure objective de ce recrutement de sonie. Cette étude devra être complétée d'un nombre de sujets plus important afin de confirmer ces constatations.

5

Implant cochléaire & ASSR

Encore fantôme ou imaginaire il n'y a pas si longtemps, l'interface homme machine réalisée avec l'implant cochléaire, permet comme nous l'avons vu précédemment d'aller encore plus loin dans la réhabilitation auditive, donnant ou redonnant à des personnes totalement sourdes la perception des sons. La recherche et l'avènement du numérique ont permis cette approche de l'appareillage auditif. Cette technique est maintenant largement répandue, puisque plus de 1000 implants, environ, sont posés chaque année en France. L'implant cochléaire est indiqué lorsque « l'interface » neurosensorielle de l'oreille (l'organe de Corti) n'est pas ou plus suffisamment fonctionnelle. Cela peut se traduire par une surdité totale ou des performances auditives très faibles ne permettant plus une communication convenable avec l'environnement extérieur.

Dans le cas d'un implant, les sons environnants sont captés puis traités par un microprocesseur spécialisé dans le traitement de signal, appelé DSP (Digital Speech Processeur). Celui-ci calcule les raies spectrales à l'aide d'une FFT et les réunit en différentes bandes de fréquences, correspondant chacune à une électrode de l'implant. Chaque bande peut ensuite être traitée indépendamment en fonction des spécificités du sujet.

Pour chacun des canaux, une impulsion biphasique est construite à intervalle de temps régulier correspondant à la fré-

quence de stimulation de l'implant. La surface de ce « pulse » est proportionnelle à l'énergie contenue dans la bande de fréquence considérée. Dans le cas des implants Digisonic de Neurelec, ces pulses ont une amplitude fixe (définie par la personne chargée du réglage) et une durée variable, fonction de l'énergie dans la bande de fréquence à coder. Un séquenceur permet de construire un jeu d'impulsions séquentielles représentant l'énergie détectée dans les n canaux (voir figure n°29).

Le signal ainsi traité module une porteuse HF, qui passera la peau par induction grâce à une antenne jusqu'à un récepteur fixé chirurgicalement sous la peau, contre la boîte crânienne. Le récepteur décompose alors le signal reçu et répartit les informations aux 20 électrodes de stimulation. Chacune d'elles possède une spécificité fréquentielle en stimulant une zone ciblée de la cochlée et produisant donc une sensation de hauteur différente (son aigu, grave).

Les méthodes objectives d'exploration auditive sont là, comme nous l'avons vu, afin de nous donner les indices pertinents, permettant de connaître les troubles auditifs du patient évalué. Dans le cas d'enfants nouveau-nés ou de personnes ne pouvant pas répondre elles se révèlent être les éléments déterminants à la prescription d'un implant cochléaire. Mais elles jouent également un rôle très important à la suite d'une implantation. Elles permettent en effet d'informer le personnel responsable de l'implantation sur le bon fonctionnement de l'implant et de la bonne intégration du signal émis, par le cortex.

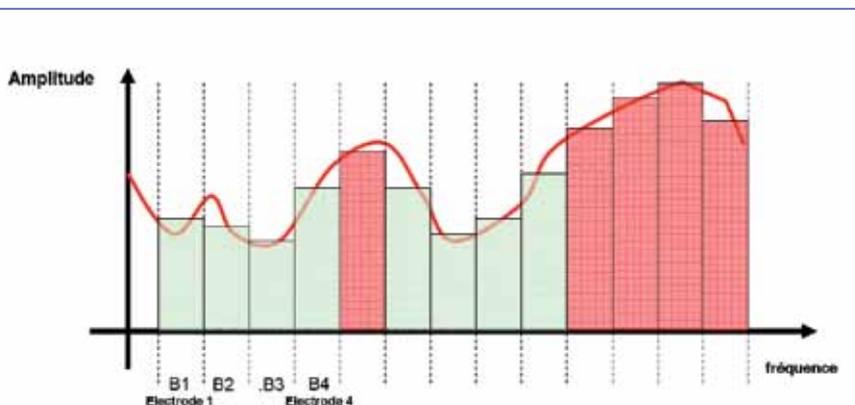


FIGURE 29 : REPRÉSENTATION DU TRAITEMENT FRÉQUENTIEL RÉALISÉ PAR LE PROCESSEUR D'UN IMPLANT COCHLÉAIRE.

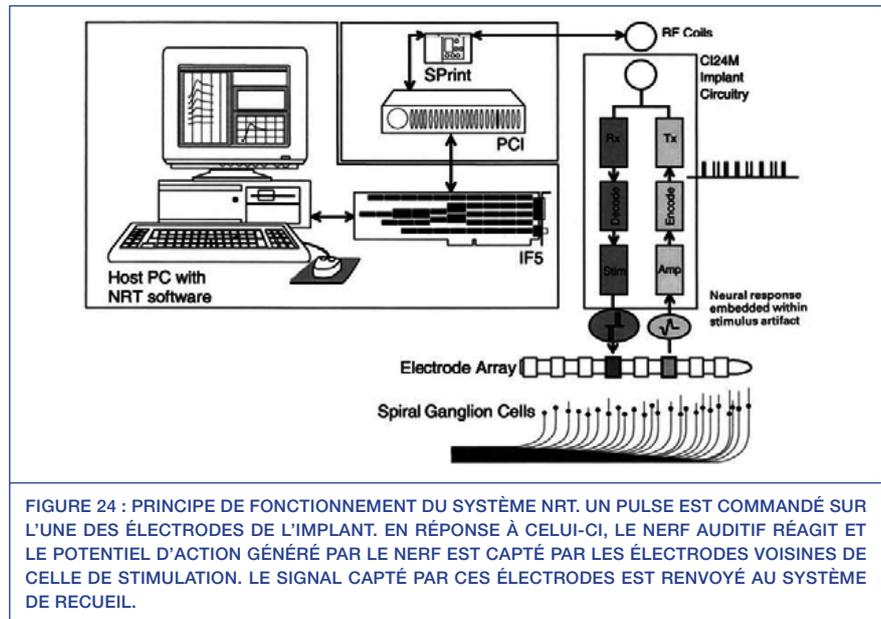
Dans le cadre de l'implant cochléaire, ces méthodes sont soumises à des contraintes beaucoup plus importantes. En effet, là où seule est mesurée l'activité électrique du cerveau dans le cas d'une personne non appareillée, pour un patient implanté, on mesure à la fois la réponse du système auditif et la stimulation générée par l'implant. Cette dernière, également de nature électrique, peut venir perturber voir masquer totalement la réponse électrophysiologique recherchée. D'autant plus que l'amplitude de cet artéfact de mesure est bien supérieure à l'amplitude de l'activité du cerveau (un facteur de 1000 existe entre les deux). Ces deux sources électriques ne doivent pas être confondues au cours de la mesure sous peine d'aboutir à de fausses interprétations dangereuses. Pour cela différentes stratégies ont été mises en place, adaptées à chaque type de mesures et de ses spécificités. Une chose par contre se retrouve à travers chacune de ces mesures : la nécessité de connaître et de maîtriser parfaitement la stimulation générée afin de mieux pouvoir contrôler et supprimer son effet par la suite.

1. Les mesures objectives électriques existantes

1.1. Les potentiels évoqués électriques (PEE)

Les potentiels évoqués auditifs (PEA) sont très répandus et utilisés dans la prescription de la pose d'un implant cochléaire. Le test au promontoire, consistant à stimuler électriquement au niveau de l'oreille moyenne le nerf auditif, permet de confirmer l'état fonctionnel des voies auditives et donc la validité du choix de l'implantation. Cette mesure, de par la nature de la stimulation, est qualifiée de potentiel évoqué électrique (PEE).

Après implantation, les PEA mesurés sont également électriques (PEE) du fait de la stimulation générée par les électrodes de l'implant. Contrairement au PEA « classique » où l'émission d'un pulse acoustique stimule la cochlée entière, l'émission d'un pulse électrique va stimuler une zone cochléaire spécifique, différente suivant l'électrode de stimulation mise en jeu.



Comme dit précédemment, la mesure de ces PEE nécessite l'émission d'un pulse qui va engendrer une réponse progressive du système auditif dans sa globalité. En réponse, on mesure l'activité du cerveau et on va relever un « pic » d'activité au passage de l'information auditive au sein de chaque noyau auditif. Dans le cas d'une stimulation électrique, l'onde P1 relative au nerf auditif n'existe plus car simultanée à la stimulation. En plus de l'activité cérébrale on va recueillir sur les électrodes de recueil, positionnées sur le crâne du patient, ce pulse électrique qui cache entièrement ou en majeure partie notre réponse utile, rendant difficile l'interprétation de la mesure réalisée. Celui-ci est heureusement de courte durée et n'est réellement perturbant que pour les premières millisecondes de l'enregistrement, laissant le reste de la réponse exempte de perturbation.

Cet artéfact de stimulation peut se révéler malgré tout utile. En effet, sa présence permet de rassurer l'équipe responsable de l'implantation et du suivi, sur le bon fonctionnement des électrodes. On parle alors de test d'intégrité.

En dehors du cadre du diagnostic clinique, les PEE se révèlent être très utiles dans la perspective d'une aide au réglage de l'implant. De nombreuses études ont démontré une bonne corrélation entre les seuils de détections subjectifs des personnes implantées et les seuils objectifs obtenus à partir des PEE

(Brown et al., 2000 ; Truy et al. 1998). Ce type de mesures peut se révéler particulièrement utile dans le cas d'enfants jeunes implantés, pour lesquels cette mesure objective sera le seul point de repère pour le réglage. Mais comme pour les PEA, cette mesure nécessite du calme et le moins de mouvements possible de la part du patient afin de limiter les artéfacts au cours de la mesure (Gallego et al., 1999), chose difficile en dehors de l'anesthésie chez les nouveau-nés.

Les PEE peuvent aussi permettre de suivre objectivement la réhabilitation des enfants puisqu'il a été montré que la capacité des implantés à percevoir la parole est corrélée aux réponses corticales des latences moyennes (Groenen et coll., 1997) et tardives (Kelly et coll., 2005).

1.2. La NRT (Neural Response Telemetry)

Le système NRT (Neural Response Telemetry) fait suite aux travaux de Brown C.J. et Abbas P.J. en 1990 et permet de mesurer, via l'implant cochléaire, la réponse électrique (le Potentiel d'Action Composite Électrique ECAP) du nerf auditif suite à une stimulation électrique délivrée par les électrodes placées dans la cochlée. Ce système va créer une stimulation électrique sur l'une des électrodes de l'implant et dans le cas où celle-ci entraîne une réponse élec-

trophysiologique, les autres électrodes de l'implant vont servir d'électrodes de recueils.

La mesure réalisée suit alors le chemin inverse d'une stimulation et remonte jusqu'à l'antenne ou elle est captée et enregistrée par le système de mesure.

La principale difficulté liée à l'enregistrement des réponses neurales est l'extraction de l'artéfact de stimulation électrique généré par le stimulus. Un algorithme d'extraction basé sur les propriétés réfractaires du nerf auditif permet de réaliser cette extraction de façon à obtenir une forme d'onde du potentiel d'action auditif exploitable.

Lors d'une stimulation électrique par deux pulses consécutifs, un nerf ne répond pas de façon identique à ces deux pulses. La différence entre les réponses mesurées pour chacun des pulses dépend en partie de la durée séparant les deux stimuli. La période réfractaire du nerf auditif se trouve généralement comprise entre 0,3 et 0,7 ms et correspond à la durée nécessaire au nerf pour pouvoir à nouveau répondre à un stimulus.

Une barrière à cette mesure a pendant longtemps été l'artéfact généré par la stimulation. En effet la stimulation de l'électrode excitatrice se retrouve sur les électrodes voisines et ce de manière importante, beaucoup plus importante que la réponse du nerf elle-même. L'amplitude d'un potentiel d'action composite (EACP) délivré par le nerf auditif est de l'ordre de quelques dizaines de micro Volt (μV), alors que la tension de stimulation est de l'ordre du millivolt (mV). Il y a donc un facteur 1000 entre l'artéfact de stimulation et le signal à enregistrer. La solution fut trouvée à l'aide d'une méthode de soustraction, permettant d'extraire le signal neural de la réponse globale enregistrée. Comme nous l'avons décrit, l'amplitude de la réponse électrique générée par le nerf auditif à deux pulses électriques consécutifs est fonction du délai temporel les séparant. Quand le délai est inférieur à la période réfractaire du nerf, celui-ci ne réagit alors plus au second pulse. La méthode de soustraction se base sur cette constatation.

Cette mesure se réalise en 4 temps (voir figure n°25). Dans une première

séquence (A) un premier pulse est envoyé sur l'électrode de stimulation. A celui-ci, les neurones cochléaires réagissent et cette réaction est enregistrée par les électrodes voisines avec l'artéfact généré par la stimulation. Afin d'éliminer l'artéfact et de ne garder que la réponse physiologique une deuxième série de deux pulses est envoyée (B). Le premier de ces deux pulses va engendrer une réaction du nerf, alors que le second trop proche temporellement du premier ne va pas générer de réponse. Les électrodes de « recueil » vont alors capter pour le premier pulse, l'artéfact plus la réponse du nerf et pour le second pulse, uniquement l'artéfact de stimulation. On a donc isolé l'artéfact de stimulation. Si on soustrait la séquence B à la séquence A on obtient alors la réponse neurale et la réponse engendrée par le premier pulse de la séquence B qu'il va nous falloir éliminer. Pour cela une troisième séquence (C) est générée ne contenant que le premier pulse de la séquence B. L'enregistrement ainsi réalisé sera soustrait à notre équation précédente afin d'éliminer le « premier » pulse. Enfin une quatrième séquence (D) permettra d'éliminer le bruit de l'enregistrement. La réponse neurale recherchée, sera alors égale à $(A - (B - (C - D)))$

Cette mesure NRT présente l'avantage d'être extrêmement robuste aux bruits d'enregistrements et principalement à l'état de vigilance et mouvements du patient. Cela s'avère particulièrement intéressant chez l'enfant qui peut être aisément testé, sans les contraintes

imposées par les EABR. Malheureusement cette mesure objective se limite à un fonctionnement très périphérique du codage auditif et ne permet pas d'évaluer la perception du signal réalisé par le patient. La réponse enregistrée permet d'avoir une indication sur l'état des neurones cochléaires, information très utile et rassurante pour le chirurgien qui peut savoir si l'implant mis en place fonctionne et transmet bien l'information à la cochlée.

2. Les ASSR électriques.

Tout comme les méthodes d'exploration objective décrites ci-dessus, la méthode ASSR appliquée à l'implant comporte de nombreuses difficultés et obstacles amenés par l'artéfact de stimulation propre à l'implant. A la différence de ces autres méthodes, où la mesure se déroule en deux étapes distinctes (stimulation puis recueil), la méthode ASSR nécessite de réaliser simultanément la stimulation et le recueil. L'artéfact généré par la stimulation se retrouve donc en permanence surajouté à la réponse mesurée. Dans quelle mesure cet artéfact perturbe notre enregistrement ? Rend-il cette mesure impossible et sans interprétation valide ?

Afin de répondre à ces questions, il nous faut connaître et comprendre cet artéfact, son fonctionnement et par là même, parfaitement, le système utilisé.

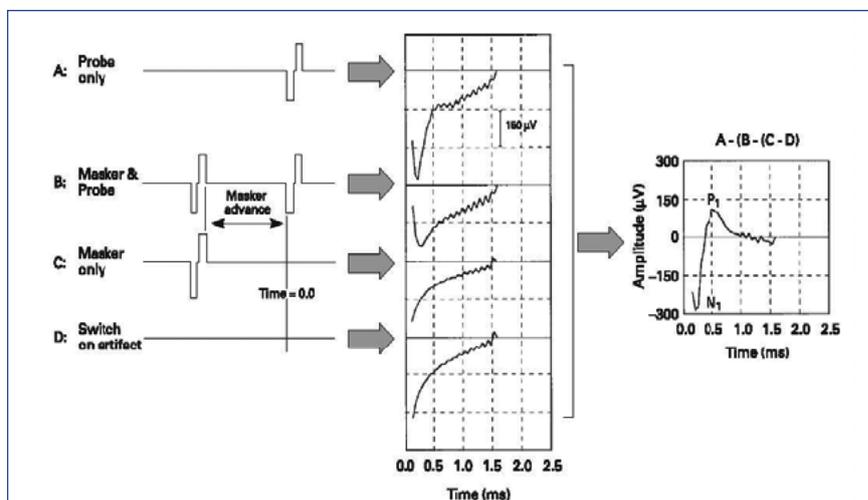


FIGURE 25 : SCHÉMA DE PRINCIPE DE LA MÉTHODE DE SOUSTRACTION UTILISÉE DANS LE SYSTÈME NRT POUR EXTRAIRE L'ARTEFACT DE STIMULATION DE LA RÉPONSE DU NERF AUDITIF.

3. Etude n°5 : Evaluation ASSR et Implant Cochléaire

(Article publié dans la revue internationale «International Journal of Audiology»).

L'objectif de cette étude est de caractériser la réponse électrophysiologique obtenue à partir de la mesure ASSR chez des sujets porteurs d'un implant cochléaire (MXM Digisonic) et d'étudier la relation entre seuils subjectifs et seuils estimés à partir de la mesure ASSR. Cinq sujets ont été testés à l'aide de 4 fréquences porteuses simultanément (600, 1000, 2000 et 3500 Hz) modulées en amplitude chacune à une fréquence comprise entre 70 et 85 Hz. Chaque fréquence porteuse représente une électrode particulière de l'implant cochléaire codant la fréquence de modulation utilisée. Le protocole de l'étude consiste à évaluer l'intensité de la réponse ASSR mesurée et ce pour différentes intensités de pulses et d'intensités de stimulation (en durée moyenne de pulses au niveau de l'électrode de l'implant). La non-linéarité obtenue entre l'intensité de stimulation et l'amplitude de la réponse mesurée pose les bases de l'origine physiologique de la mesure effectuée. L'estimation de seuils réalisée à l'aide des valeurs enregistrées donne des seuils objectifs bien corrélés avec les seuils réels des sujets. Les résultats de cette étude mettent en avant l'efficacité de cette approche et la possible mesure de réponse ASSR chez le patient implanté.

La mesure du seuil auditif ou du seuil de confort pour les patients équipés d'un implant cochléaire nécessite aujourd'hui leur attention et participation active. Malheureusement ces méthodes subjectives sont difficiles voir impossibles à mettre en place chez l'enfant en bas âge et chez les patients ne pouvant ou ne pouvant pas coopérer. En cela, une méthode objective robuste et précise, trouverait une place importante dans le réglage de ces aides. La mesure NRT (Neural response telemetry) est aujourd'hui bien développée dans le domaine de l'implant et se révèle parfois utile. D'autres méthodes basées sur la mesure de réponse électrophysiologique sont disponibles, telle que la mesure des EABR (electrical auditory brainstem

response). Ces méthodes se sont révélées au cours d'études, être particulièrement intéressantes dans le réglage des implants cochléaires (e.g. Gallego et al, 1998, 1999; Truy et al, 1998; Thai-Van et al, 2002). Mais ces méthodes montrent leurs limites dans l'estimation des seuils obtenus. Les algorithmes nécessaires à la détection précise et rapide ne sont pas encore suffisamment robustes et bien souvent l'expérimentateur doit prendre la main pour une bonne analyse des réponses obtenues. L'efficacité de cette détection automatique est de plus réduite par la nécessité de se limiter au test d'une fréquence et/ou d'une oreille simultanément.

La mesure de la réponse ASSR (auditory steady-state responses) laisse entrevoir de réelles possibilités dans l'objectivation des seuils auditifs tout en apportant une solution aux limites précédemment exposées. Jusqu'à ce jour, aucune étude publiée n'a porté sur la portabilité de cette mesure ASSR au cas du patient implanté cochléaire.

La réponse ASSR est une réponse électrophysiologique produite par la stimulation d'une ou plusieurs fréquences porteuses présentées simultanément et modulées en amplitude (et ou en fréquence) à une fréquence particulière (fréquence de modulation). Cette fréquence de modulation entraîne une réponse du système synchronisée sur cette fréquence et ce pour chacune des fréquences porteuses utilisées (e.g. Lins et al, 1995; Dimitrijevic et al, 2001; John et al, 2003). Ce très faible signal est capté à l'aide d'électrodes de recueil placées sur la tête du sujet et extrait par moyennage et analyse spectrale du bruit lié à la mesure EEG. L'estimation du seuil se base sur l'évaluation statistique de la réponse enregistrée sous forme informatique (amplitude et/ou phase de la fréquence de modulation considérée comparée à l'énergie présente dans les fréquences adjacentes correspondant au bruit) rendant la méthode totalement objective.

Les premières mesures de réponses ASSR ont été réalisées à l'aide de fréquences modulées en amplitude à 40 Hz (Galambos et al, (1981); Stapells et al (1984); Picton et al (2003)). La réponse obtenue, bien que robuste, voit

son amplitude décroître suivant l'état de vigilance du sujet et suivant l'utilisation simultanée de plusieurs stimulus. (Ross et al, 2003). C'est pourquoi, dans le cadre d'une audiométrie objective, des fréquences de modulation supérieures (autour de 80 Hz) sont préférables car moins sensibles aux phénomènes décrits ci-dessus (Cohen et al, 1991; Aoyagi et al, 1993; Picton and Dimitrijevic, 2002; John et al, 2001, 2002). En plus d'être utilisable chez l'enfant (Cone-Wesson et al, 2002), cette méthode ASSR s'est également révélée efficace chez le patient mal-entendant. (Perez-Abalo et al, 2001). Le seuil objectif obtenu à partir de la mesure ASSR est généralement comparable au seuil obtenu à partir d'autres méthodes objectives. Comparée aux méthodes EABR, la méthode ASSR permet une évaluation plus rapide des seuils auditifs (Cone-Wesson et al, 2002). Un système automatisé de mesures ASSR (incluant l'évaluation statistique des résultats) est le système MASTER (John et al, 1998; John & Picton, 2000a,b; Dimitrijevic et al, 2002) utilisé dans cette étude. Aujourd'hui plusieurs systèmes commerciaux permettent de réaliser une évaluation de seuils auditifs à partir de la mesure ASSR.

La méthode ASSR propose des caractéristiques intéressantes dans le cadre de la mesure sur implant cochléaire. Mais cette mesure ASSR comme toutes autres mesures électrophysiologiques se confronte dans le cas de l'implant à la stimulation électrique générée par les électrodes. L'artéfact créé par cette stimulation peut même être dans le cas de la mesure ASSR encore plus problématique à isoler. Les résultats de cette étude montrent que la réponse mesurée a bien une origine physiologique et pas seulement artéfactuelle, permettant d'envisager plus tard une méthode d'extraction afin d'isoler et de ne garder que la partie informative de la réponse. Il est également montré qu'il existe une forte corrélation entre les seuils estimés objectivement à l'aide des ASSR et les seuils réels des patients testés subjectivement.

3.1. Matériel et Méthodes

- Sujets

Cinq sujets (4 hommes, 1 femme) ont pris part à cette étude avec un âge allant de 23 à 65 ans. Tous les sujets sont porteurs d'un implant cochléaire Digisonic (MXM – Neurelec). Les sujets sont au cours de l'étude confortablement allongés sur un lit, dans le noir, acoustiquement séparés de l'expérimentateur et isolés électriquement. Les sujets sont encouragés à se relaxer, voire à dormir au cours de l'étude, afin de réduire le bruit de fond de l'enregistrement.

- Stimulus auditif

Le stimulus délivré par le système MASTER se compose de 4 fréquences porteuses, chacune modulée en amplitude à une fréquence différente avec une profondeur de 100% (pas de modulation de fréquence ni ne mode mix utilisé). L'implant Digisonic (voire si dessous) encode les modulations d'amplitude en modulation de durée de pulse au niveau des électrodes. Les fréquences porteuses utilisées sont de 600, 1000, 2000 et 3500 Hz ; Les fréquences de modulation sont respectivement de 80, 77, 83 et 74 Hz. Le signal ainsi composé est présenté à l'oreille implantée directement à travers l'implant donc en maintenant une monaurale.

L'implant cochléaire Digisonic se compose d'un boîtier de traitement de signal qui reçoit et traite le signal acoustique provenant d'un microphone placé dans un contour d'oreille et transmet le signal codé en train de pulses à la partie électronique implantée dans la mastoïde à l'aide d'une antenne. Les 15 électrodes placées dans la cochlée reçoivent alors les informations qu'elles doivent transmettre au nerf auditif.

Le signal généré par le système MASTER transite avant tout par un audiomètre (Interacoustics AC-40) afin de contrôler l'intensité du signal délivré au sujet. Puis le boîtier de l'implant est relié directement par une entrée audio à cet audiomètre, remplaçant le signal provenant du microphone et assurant un rapport signal/bruit parfait. Le signal acoustique reçu par le processeur de traitement est alors divisé en plusieurs bandes de fréquences. Pour cette étude, chaque fréquence porteuse choisie correspond à une électrode particulière implantée.

Cette fréquence porteuse, plus ou moins la fréquence de modulation qui lui est attribuée, n'est codée que par une seule électrode précise. L'implant Digisonic encode le signal pour chaque électrode en série de pulses biphasiques avec pour paramètres principaux, la durée (D) et l'amplitude (A). L'amplitude pour cet implant est un paramètre fixé. Les variations d'intensité du signal d'entrée se traduisent par une augmentation de la durée (D) du pulse émis par l'électrode. Dans cette étude, l'amplitude des pulses est malgré tout modifiée et fixée à plusieurs valeurs et pour chacune d'elles, le seuil auditif du patient correspondant à une durée de pulse particulière (D) est noté. Cette approche permet de tenir compte de la relation durée-amplitude inhérente à l'excitabilité des neurones et permet d'obtenir de multiples seuils pour chaque électrode de chaque sujet. Cette possibilité de faire varier à la fois l'amplitude et la durée de la stimulation donne aux tests statistiques utilisés une force plus importante et donc une plus grande certitude dans l'origine de la réponse mesurée.

- Enregistrement

L'enregistrement des réponses électrophysiologiques a été réalisé à l'aide d'électrodes placées sur la tête du sujet connectées comme suit : « + » sur le

front, « - » au sommet du crâne, la masse étant positionnée sur la nuque, juste en dessous des cheveux. Il a été montré que ce montage permettait de minimiser les rayonnements électromagnétiques. Le signal ainsi récolté est ensuite amplifié à l'aide d'un amplificateur GRASS ICP511 et filtré entre 30 et 300 Hz avec un notch à 50 Hz afin de supprimer le rayonnement lié à l'alimentation du secteur. Le système analyse alors ce signal filtré et amplifié afin d'en tirer les composantes fréquentielles et ainsi en extraire la réponse du bruit de fond de l'enregistrement. Le signal électrique mesuré est échantillonné à une fréquence de 1200Hz, où chaque fenêtre se compose de 1024 points échantillonnés à l'aide d'un buffer physique. Afin d'obtenir une résolution spectrale très haute (Fast Fourier Transform) et améliorer le rapport signal/bruit, le système assemble 16 fenêtres consécutives. Le résultat est affiché à l'écran dans l'interface du logiciel et une analyse statistique permet de déterminer si la réponse est significativement présente ($p < 0.05$) et ressort bien du bruit de fond. (Pour une discussion plus détaillée et les paramètres d'analyse statistique, se référer à John et al (1998) and John & Picton (2000a,b). Afin de réduire les artefacts liés aux mouvements du patient, une fenêtre d'enregistrement est rejetée si elle contient un échantillon excédant $\pm 90\mu V$.

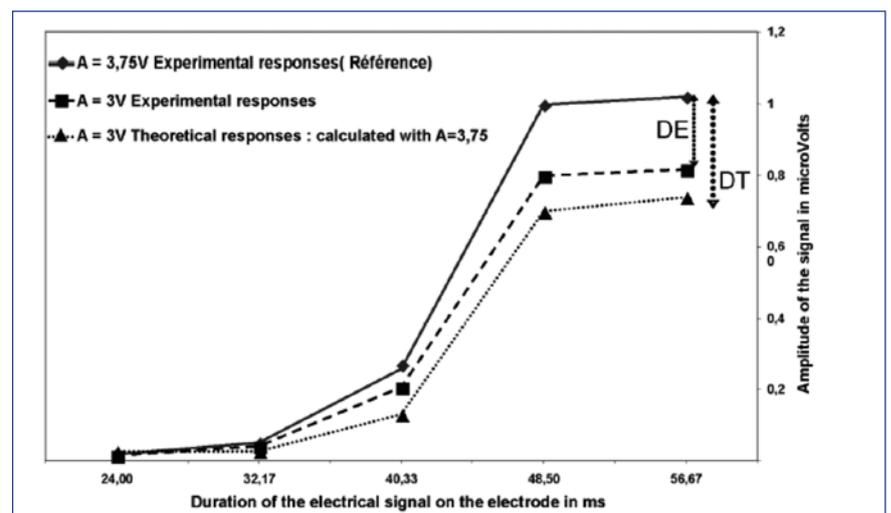


FIGURE 26 : AMPLITUDE DES RÉPONSES ASSR (RÉPONSE EXPÉRIMENTALE) ET RÉPONSES THÉORIQUES CALCULÉES. DONNÉES POUR UN SUJET SUR UNE ÉLECTRODE ET DEUX VALEURS D'AMPLITUDE DE PULSES. À PARTIR DES RÉPONSES ASSR OBTENUES À UNE AMPLITUDE $A=3,75V$, UNE RÉPONSE THÉORIQUE EST CALCULÉE POUR UNE AMPLITUDE A DE $3V$. LES DIFFÉRENCES ENTRE CES COURBES (DT ET DE) METTENT EN AVANT L'AMPLITUDE SUPÉRIEURE DE LA RÉPONSE ASSR OBTENUE PAR RAPPORT À LA VALEUR THÉORIQUE CALCULÉE DANS LE CAS D'UNE RÉPONSE ENTièrement ARTÉFACTUELLE.

- Protocole

Dans une première partie de l'étude, les seuils subjectifs et les niveaux de confort (respectivement T et C) du sujet sont relevés. Ces mesures sont réalisées pour 3 valeurs d'amplitude de pulse (A). Les seuils obtenus sont exprimés en durée de pulses (D en millisecondes). Ensuite pour une amplitude de pulse donnée, la réponse ASSR est mesurée pour différentes valeurs de durée moyenne. Ce paramètre « D » est exploré du seuil de détection du patient au seuil de confort pour chacune des 4 électrodes (valeurs obtenues dans la première partie de l'étude). Ces mesures sont répétées pour d'autres valeurs d'amplitude A et à nouveau pour les 4 électrodes simultanément comme le permet la mesure ASSR. Pour plus de simplicité, plus de détails sur la méthodologie sont apportés au cours de la discussion des résultats.

3.2. Résultats et discussion

Comme prévu, plus l'amplitude (A) du pulse est faible, plus la durée de ce même pulse doit être grande afin d'obtenir le même seuil subjectif. Cette constatation reflète l'excitation neuronale dépendante du rapport Amplitude/Durée. De plus et comme attendu, la dynamique entre les seuils T et C décroît au fur et à mesure que la fréquence augmente. Des résultats retrouvés pour chaque sujet testé.

Le premier objectif de cette étude est de déterminer l'origine de la réponse obtenue et savoir si nous sommes bien en présence d'une réponse physiologique et non d'un simple artefact lié à la stimulation électrique de l'implant. Après avoir recueilli l'amplitude de la réponse ASSR obtenue à différentes valeurs de durée et d'amplitude de pulses, les résultats ont été moyennés et résumés sur la figure 1. Plus la durée moyenne des pulses de stimulation est grande, plus les réponses ASSR obtenues sont statistiquement significatives. De plus, comme on peut le constater sur la figure 26, la réponse ASSR suit la courbe d'une tangente hyperbolique par rapport à l'évolution de la durée de pulse. Cette évolution de la réponse ASSR en fonction de la durée des pulses de stimulation peut se révéler intéressante dans l'estimation du seuil C des patients.

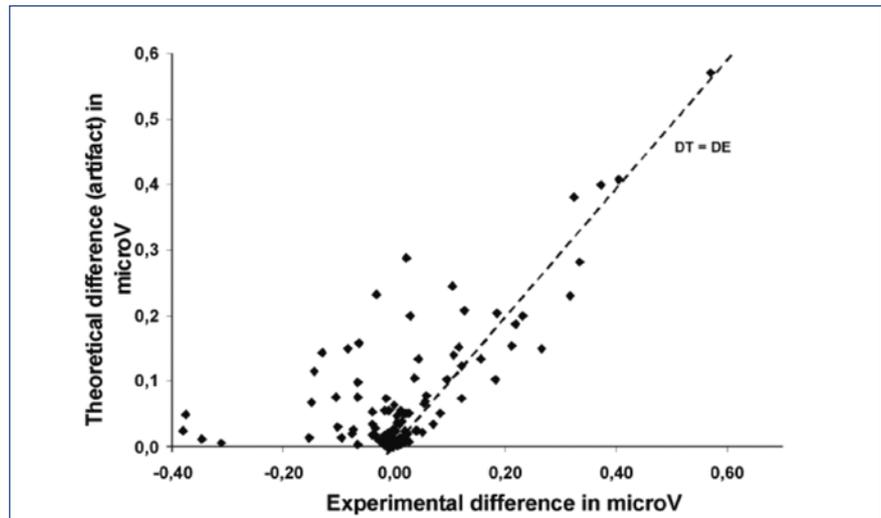


FIGURE 27 : COMPARAISON ENTRE DIFFÉRENCE THÉORIQUE DT ET DIFFÉRENCE EXPÉRIMENTALE DE (VOIR FIGURE N°1). LA POSITION MAJORITAIRE DES POINTS AU-DESSUS DE LA COURBE MET EN AVANT L'AMPLITUDE SUPÉRIEURE DES RÉPONSES OBTENUES COMPARÉE À CELLES ATTENDUES DANS LE CAS D'ARTÉFACTS DE STIMULATION. CE RÉSULTAT MET EN AVANT LA COMPOSANTE PHYSIOLOGIQUE DE LA RÉPONSE MESURÉE ET DONC LA VALIDITÉ DE LA MESURE.

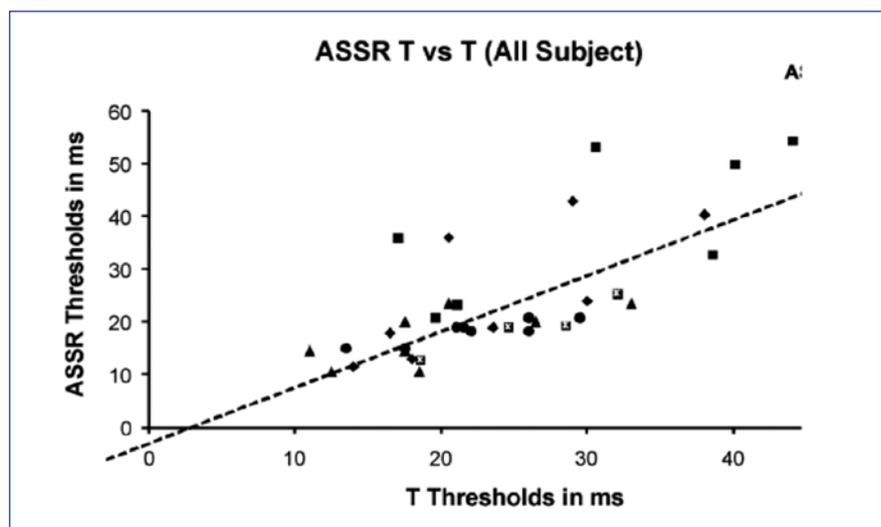


FIGURE 28 : COMPARAISON ENTRE SEUILS SUBJECTIFS ET SEUILS OBJECTIFS OBTENUS À PARTIR DE LA MESURE ASSR (EN DURÉE MOYENNE DE PULSE D). CHAQUE SYMBOLE CORRESPONDANT AU MÊME SUJET, POUR LES QUATRE ÉLECTRODES TESTÉES ET POUR DEUX VALEURS D'AMPLITUDE DE PULSES A.

- Artéfact ou non ?

Du fait que l'artéfact de stimulation soit une composante inévitable de la réponse mesurée, il est important d'étudier les résultats obtenus afin de différencier la réponse artéfactuelle de la réponse physiologique. Nous partons du postulat que l'artéfact créé par la stimulation est lié linéairement à l'intensité de stimulation (A). Nous pouvons alors aisément comparer l'amplitude des réponses ASSR obtenues expérimentalement à une valeur A donnée et la réponse attendue « théorique » calculée à cette même valeur d'amplitude A à partir d'une autre

valeur A (voir figure 26). Pour cela, nous nous sommes fixés pour références, les réponses ASSR obtenues pour la plus grande valeur d'amplitude A, afin de calculer les réponses théoriques attendues à des amplitudes plus faibles.

Les analyses suivantes se basent sur la comparaison des résultats théoriques calculés et résultats expérimentaux obtenus au travers de la différence de ces résultats avec ceux obtenus pour la plus grande amplitude de pulse « A » utilisé. Nous obtenons donc pour chaque valeur de durée D une différence

expérimentale (DE) et une différence théorique (DT), ce qui nous permet d'obtenir un grand nombre de points de comparaison, et ce malgré le peu de patients étudiés (voir figure 27). Une ligne en pointillés est ajoutée afin d'indiquer l'égalité entre différence théorique et différence expérimentale.

Les résultats exposés mettent en évidence une majorité de points au-dessus de la ligne en pointillés, indiquant une réponse expérimentale supérieure à celle attendue dans le cas d'un artéfact seul. De plus, les résultats expérimentaux obtenus diffèrent statistiquement des résultats théoriques calculés (évaluation effectuée à partir d'une analyse de la variance par sujet).

Nous pouvons conclure de ces résultats que les réponses mesurées ne proviennent pas seulement de la stimulation électrique de l'implant, mais contiennent une part de réponse physiologique, validant l'exploitation de ces résultats dans l'objectif d'étude de seuils chez le patient implanté cochléaire. Bien qu'impossible à exclure, ce rayonnement électromagnétique généré par la stimulation se révèle particulièrement gênant pour de forte intensité de stimulation. L'estimation de seuils réalisée en seconde partie de cette étude se retrouve donc beaucoup moins sujette à ces artéfacts et les résultats encourageant obtenus (voir ci-dessous) méritent d'être confirmés sur d'autres patients implantés.

- Correspondance entre seuils subjectifs et objectifs

Le second objectif de cette étude vise à étudier la correspondance obtenue entre seuils de détection obtenus à partir des mesures ASSR et seuils mesurés en première partie de l'étude. Le seuil de détection ASSR est considéré comme la durée minimale permettant d'obtenir une réponse ASSR statistiquement significative. Comme nous pouvons le constater sur la figure 28, le seuil objectif (ASSR) estimé pour chaque sujet et chaque valeur d'amplitude de pulses (A) suit assez précisément le seuil réel du patient. Cette précision est du même ordre que celle obtenue avec d'autres méthodes électrophysiologiques (Truy et al, 1998). Nous pouvons également constater que plus la fréquence de stimulation est élevée, moins la précision

de mesure est grande. Cela peut être expliqué par la dynamique plus faible à haute fréquence et par notre protocole qui tend à réduire le temps de mesure et ce de façon plus importante à haute fréquence. Ce résultat met en évidence le lien existant entre la précision de mesure et la fréquence considérée mais aussi avec le temps de mesure.

3.3. Conclusion

Dans cette étude sont mis en avant des résultats validant l'utilisation de la mesure ASSR dans le cas de patients implantés à l'aide de l'implant Digisonic ou d'autres implants cochléaires capables du même type de stratégie de codage. Nous avons tout d'abord mis en évidence la part physiologique obtenue dans la réponse ASSR mesurée par rapport au rayonnement artéfactuel généré par la stimulation électrique de l'implant. En se basant sur la non linéarité de la réponse mesurée par rapport à l'amplitude de la stimulation, il est possible de caractériser la nature de la réponse mesurée plus sensible aux artéfacts à forte intensité de stimulation. De par la saturation de l'amplitude de la réponse mesurée à forte intensité, on peut envisager l'évaluation objective des seuils de confort des patients testés par cette méthode. La comparaison des seuils objectifs ASSR obtenus avec les seuils subjectifs du patient montre une corrélation forte, suggérant une évaluation objective précise des seuils auditifs à l'aide de la mesure ASSR. Il serait intéressant dans le futur d'affiner ces résultats en améliorant la résolution des paramètres utilisés afin de préciser cette corrélation. De plus, il serait intéressant d'évaluer les possibilités de mesures apportées par cette méthode ASSR comme pour l'estimation du seuil de confort ou plus largement des courbes de sonie. Pour finir, ces résultats ont besoin d'être confirmés sur un nombre plus important de sujets afin d'acquérir suffisamment de données permettant d'envisager la réalisation d'un système expert permettant l'analyse automatique des données relevées aidant ainsi au réglage des implants cochléaires chez les jeunes enfants implantés ou patients ne pouvant pas répondre aux tests subjectifs.

5. Etude n°6 : ASSR chez le sujet Implanté Cochléaire.

5.1. Objectifs.

La mesure ASSR offre de nombreux avantages par rapport aux autres mesures objectives. Comme nous l'avons vu, elle offre une bonne précision de mesure, une évaluation objective et statistique de la réponse, une possible mesure de la sonie du patient, la possibilité de réaliser plusieurs mesures simultanément ainsi qu'une exploration objective beaucoup plus large de l'audition. Tout ceci fait d'elle « la » mesure objective dans laquelle de nombreux espoirs sont placés.

Actuellement dans le monde de l'implant aucune méthode objective existante ne fait l'unanimité. La méthode ASSR, de par ses nombreux avantages, pourrait être un outil particulièrement intéressant offrant une aide au réglage importante. Elle serait également la seule méthode permettant le test de plusieurs électrodes simultanément grâce à sa spécificité fréquentielle. Elle nécessite en contrepartie, et comme décrit précédemment, un contrôle particulièrement précis de la stimulation et de l'enregistrement afin d'être parfaitement sûr de la réponse obtenue.

De nombreuses études doivent être menées afin de valider ou non cette méthode dans le cadre de l'implant. Mais nous avons aujourd'hui à disposition les preuves de la validité de la réponse mesurée ainsi qu'un outil de mesure directe sur l'implant nous offrant la précision voulue pour effectuer nos enregistrements.

L'objectif de cette étude est de valider un outils de mesure ASSR spécifique à l'implant cochléaire Digisonic.

5.2. Matériel et méthodes.

Cette pré-étude a été réalisée sur un patient implanté cochléaire (Digisonic SP) avec le protocole suivant. Les tests ont été réalisés à l'hôpital Edouard Herriot. Les stimuli sont présentés dans une chambre isolée acoustiquement, dans laquelle le sujet est confortablement installé et encouragé à dormir afin de réduire au maximum le bruit de l'enregistrement EEG.

Pour cette étude nous utilisons un système de stimulation ASSR spécifique à l'implant, mis au point spécifiquement pour cet implant Digisonic SP. Celui-ci nous permet de contrôler de façon très précise notre stimulus afin de conserver une dynamique (différence entre la durée de pulse minimum et la durée de pulse maximum) identique au cours de nos mesures.

La stimulation est générée par le système Digistim connecté directement au porte électrode du patient en lieu et place de l'implant (contour externe) habituel.

Dans un premier temps les paramètres de réglage du patient ont été relevés afin d'évaluer l'électrode présentant la plus grande dynamique et donc la plus à même de présenter de bons résultats. Pour cette électrode, nous avons relevé l'amplitude de pulse ainsi que les durées de pulse maximum et minimum entre lesquelles nous pourrions faire varier notre stimulation. Nous relevons également la « puissance d'émission » ainsi que « la durée de précharge » utilisée dans le réglage courant du patient. Ces informations sont ensuite saisies au sein du module ASSR du logiciel « Digistim ». Ces informations sont essentielles afin de ne pas surstimuler le patient avec des pulses trop importants mais également pour ne pas perdre trop de temps à trouver l'amplitude et la durée minimum produisant chez le patient une sensation auditive.

La fréquence de stimulation de l'implant (nombre de pulses par seconde) a été fixée à 1000 Hz et la fréquence de modulation utilisée est environ de 83 Hz. L'enregistrement EEG réalisé simultanément à la stimulation s'effectue à l'aide de 3 électrodes placées sur la tête du sujet. L'électrode positive placée au vertex, l'électrode négative au niveau du cou, juste sous les cheveux et l'électrode de masse placée sur le front. Le signal EEG ainsi enregistré est filtré et moyenné par le Centor USB. La stimulation et l'enregistrement sont synchronisés à l'aide du trigger qui émet un pulse toutes les 8 périodes de la fréquence de modulation choisie. La durée de chaque enregistrement est fixée à 95 ms (environ 8 périodes) avec 1000 points. Un moyennage sur 1000 traces

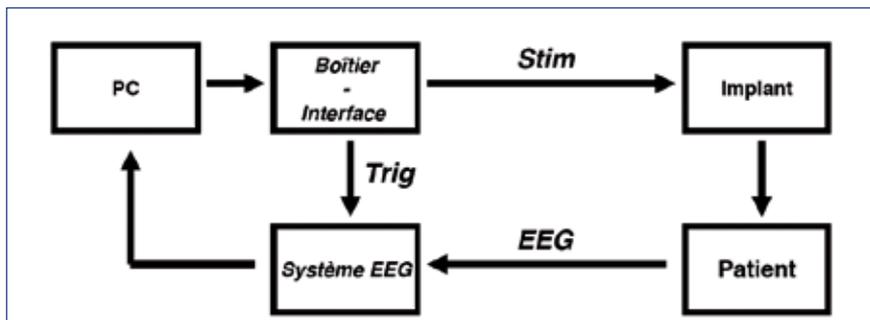


FIGURE 43 : SCHÉMA DU SYSTÈME UTILISÉ. LES ÉLECTRODES DU PATIENT SONT RELIÉES AU BOÎTIER « DIGISTIM » QUI CONTRÔLE LA STIMULATION. PARALLÈLEMENT LE SYSTÈME DE RECUEIL EEG (CENTOR USB) ENREGISTRE PAR L'INTERMÉDIAIRE DES ÉLECTRODES DE RECUEIL L'ACTIVITÉ EEG DU PATIENT. CES DEUX SYSTÈMES SONT SYNCHRONISÉS PAR L'INTERMÉDIAIRE DU TRIGGER.

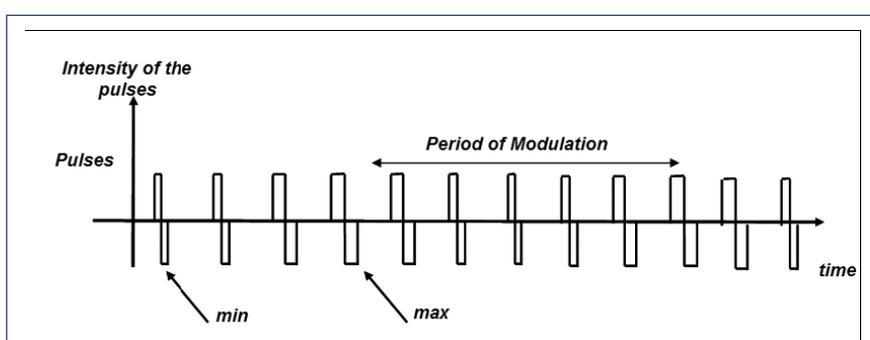


FIGURE 44 : 2 PÉRIODES DE LA STIMULATION. AU COURS DE LA STIMULATION L'ÉLECTRODE SÉLECTIONNÉE ÉMET UN TRAIN DE PULSES AU SEIN DUQUEL LA DURÉE DE CHAQUE PULSE VARIE ENTRE LES DURÉES MIN ET MAX CHOISIES. CETTE VARIATION SE FAIT À LA FRÉQUENCE DE MODULATION CHOISIE (POUR NOTRE ÉTUDE 83 HZ).

est fixé. Il faut donc moins de 1min 30s par intensité testée.

La stimulation présentée au patient est un train de pulses au sein duquel la durée des pulses varie sinusoidalement entre deux durées (min et max) à la fréquence F_m de 83 Hz.

L'intensité de chaque stimulation est fixée par les durées maximum et minimum du train de pulses émis. La dynamique formée par l'écart entre ces deux durées reste identique pour chaque mesure et fixée à $10\mu s$ (le minimum et le maximum tant variable). De cette façon l'artéfact reste identique mais la sensation du patient augmente avec l'augmentation des durées de stimulation. L'amplitude des pulses (A) reste fixe au cours des stimulations comme relevé dans les réglages courants du patient.

Le protocole consiste à réaliser la mesure de la réponse ASSR à la fréquence de modulation choisie (83 Hz) pour différentes durées de pulses. Pour

chacun de ces « niveaux » le patient est interrogé afin de savoir si il ressent une sensation auditive. On effectue, post enregistrement, l'analyse fréquentielle permettant de déterminer l'intensité du « pic » ASSR.

5.3. Résultats et discussion.

Nous avons commencé la stimulation par deux niveaux inférieurs au seuil de perception du patient. Nous avons alors constaté une amplitude de réponse ASSR ressortant statistiquement du spectre de l'enregistrement. Le patient n'ayant pas de sensation auditive, nous sommes donc en présence d'un artéfact dû à la stimulation. Cependant, l'amplitude de cet artéfact reste constante quel que soit le niveau présenté tant que l'on reste à un niveau inférieur au seuil de perception du patient.

Pour une intensité de stimulation supérieure, le patient nous signale entendre un son et l'amplitude de la réponse ASSR augmente, dépassant l'amplitude

obtenue sans perception. Cette constatation confirme l'origine physiologique de la réponse mesurée.

De plus, plus on augmente la durée des pulses, plus l'amplitude de la réponse augmente. La particularité de notre stimulus permet de conserver un artefact stable, aisément identifiable à des intensités inférieures au seuil de perception. Cet « offset » lié à l'artefact n'entrave en rien la détection d'une réponse physiologique, celle-ci étant croissante avec l'augmentation de la durée de la stimulation.

Afin de parfaire notre étude, nous avons testé notre patient avec une intensité de pulse différente. Pour ce patient l'intensité usuelle est de 40 (unité machine). Nous avons donc baissé l'intensité à 30. Les seuils de détection (exprimés en μs) sont évidemment différents de ceux précédemment relevés. A cette nouvelle valeur d'intensité on constate le même schéma de réponse avec un niveau de réponse fixe en dessous du seuil de perception et croissant au-dessus. L'amplitude de l'artefact obtenu ici est inférieure au niveau obtenu pour une intensité de pulse de 40.

5.4. Conclusion.

Les tests ici réalisés à l'aide d'un patient implanté, montrent les possibilités du système mis en place. Au travers de ces premiers résultats on peut voir la validité de la mesure ASSR chez le sujet implanté cochléaire et l'on peut également extrapoler les résultats obtenus chez le normo-entendant aux patients implantés. Bien sûr, ces résultats devront être complétés avec un nombre suffisant de sujets. Mais ces premiers résultats sont sur la bonne voie.

Les prochaines études pourront confirmer ces résultats préliminaires et envisager le test de plusieurs électrodes en simultanée. Car l'avantage de cette méthode est la possibilité théorique de tester plusieurs fréquences simultanément, chacune ayant une fréquence de modulation différente afin d'être identifiée et différenciée dans le spectre du recueil comme cela fonctionne très bien chez le sujet normo ou malentendant.

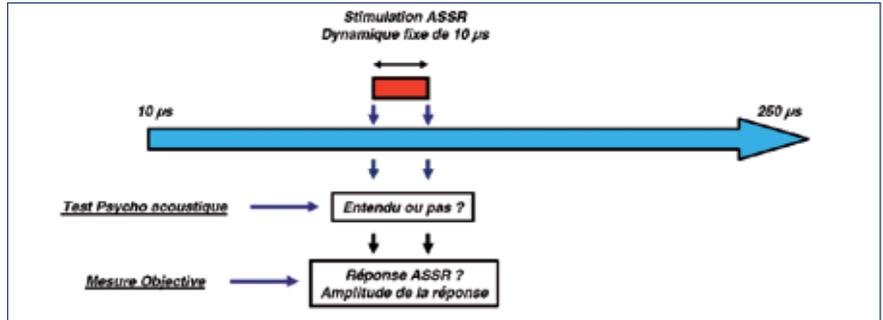


FIGURE 45 : PROTOCOLE DE MESURE. LE PATIENT EST STIMULÉ À DIFFÉRENTS NIVEAUX CORRESPONDANT CHACUN À UNE DURÉE MOYENNE DE PULSES DIFFÉRENTES MAIS EN AYANT TOUJOURS LA MÊME DYNAMIQUE DE 10 μs . POUR CHAQUE NIVEAU, ON RELÈVE SI LE PATIENT A PERÇU LA STIMULATION AINSI QUE L'AMPLITUDE DE LA RÉPONSE ASSR.

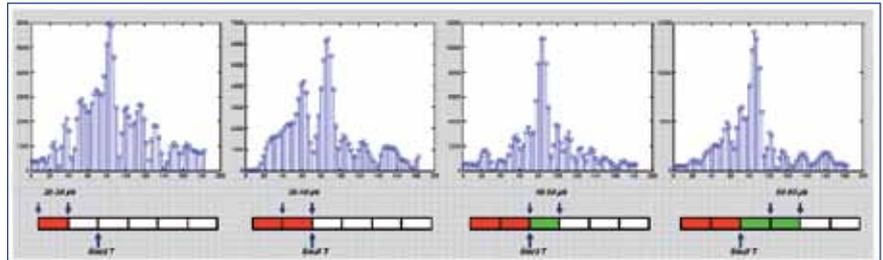


FIGURE 46. RÉSULTATS DE MESURE. RÉSULTATS OBTENUS POUR 4 INTENSITÉS DIFFÉRENTES MAIS MÊME DYNAMIQUE DE 10 μs . EN ROUGE PAS DE SENSATION AUDITIVE POUR LE PATIENT, DANS CE CAS L'AMPLITUDE DE LA RÉPONSE EST FIXE À 60

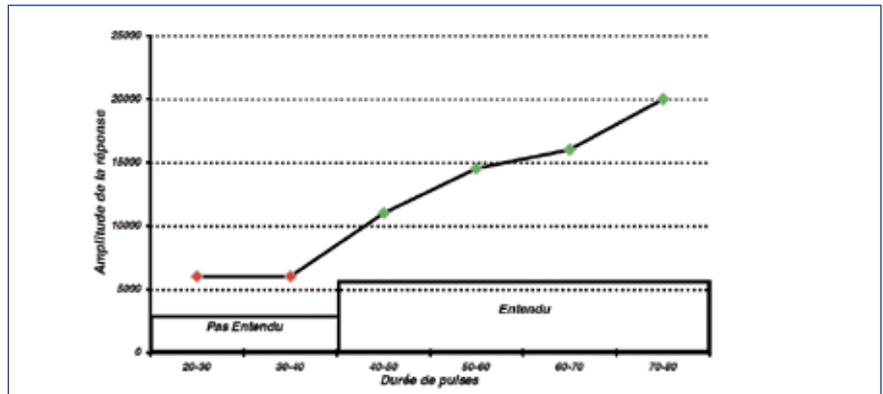


FIGURE 47 : AMPLITUDE DES RÉPONSES ASSR POUR DIFFÉRENTES INTENSITÉS AVEC UNE AMPLITUDE DE PULSES DE 40. LES DURÉES DE PULSES SONT EN μs , L'AMPLITUDE DE LA RÉPONSE A UNE ÉCHELLE ARBITRAIRE. LES NIVEAUX NON ENTENDUS EN ROUGE ONT UNE AMPLITUDE FIXE. AU-DESSUS (ENTENDU EN VERT) L'AMPLITUDE CROIT AVEC LA DURÉE DES PULSES.

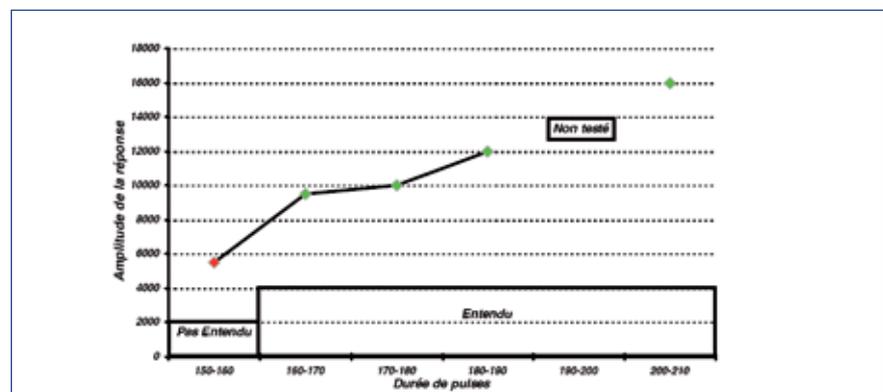


FIGURE 48 : AMPLITUDE DES RÉPONSES ASSR POUR DIFFÉRENTES INTENSITÉS AVEC UNE AMPLITUDE DE PULSES DE 30. LES DURÉES DE PULSES SONT EN μs , L'AMPLITUDE DE LA RÉPONSE A UNE ÉCHELLE ARBITRAIRE. LE NIVEAU NON ENTENDU EN ROUGE A UNE AMPLITUDE INFÉRIEURE AUX AUTRES NIVEAUX. AU-DESSUS (ENTENDU EN VERT) L'AMPLITUDE CROIT AVEC LA DURÉE DES PULSES.

Les travaux de recherche mis en oeuvre pour cette thèse, nous ont permis d'étudier les possibilités offertes par la méthode objective de mesure ASSR. Comme nous l'avons vu, cette méthode met en jeux des phénomènes physiologiques précis et se trouve être, au même titre que d'autres méthodes objectives, un outil précieux dans l'évaluation objective de l'audition. Plus que la « simple » évaluation de seuils auditifs, elle offre la possibilité d'étudier et d'évaluer la sonie perçue par un sujet. Cette caractéristique a donné lieu à une publication internationale. De plus et comme nous l'avons montré au travers d'une autre étude, elle peut permettre d'étudier des composantes de l'audition encore peu explorées (telle que l'influence d'une stimulation binaurale). La capacité de cette méthode à évaluer les seuils auditifs n'est aujourd'hui plus à prouver de par les nombreuses études existantes. Notre publication concernant l'évaluation de la sonie est la première à avoir montré cette corrélation confirmée par la suite par une autre étude (Zenker Castro et al. 2008). Il reste bien d'autres domaines à explorer au travers de cette méthode. A l'issue de cette thèse, nous pouvons retenir que cette méthode objective est un outil d'exploration de l'audition au sens large du terme.

L'exportation et l'utilisation de cette méthode auprès de patients implantés cochléaires nécessitent une attention toute particulière afin d'éviter les mauvaises interprétations. Il est en effet indispensable de pouvoir distinguer la réponse physiologique du patient de l'artéfact engendré par la stimulation de l'implant. Cette tâche se révèle difficile de par la nature identique de ces deux composantes. Il est alors nécessaire de connaître parfaitement les systèmes utilisés mais aussi de trouver une solution d'extraction permettant de ne garder que la réponse intéressante pour nous : la réponse physiologique.

Nous avons tout d'abord donné une preuve de l'origine non artéfactuelle de la réponse mesurée en montrant que celle-ci n'est pas linéaire par rapport à notre stimulation. Cette étude a donné lieu à une publication internationale, la

première à étudier ce phénomène. Puis nous avons cherché à pousser encore plus loin notre analyse en étudiant l'artéfact généré par l'implant, qui n'est autre que la stimulation, afin de mieux pouvoir le soustraire à la réponse recherchée. Le modèle et les mesures réalisées nous ont alors permis de concevoir un système optimal permettant la mesure ASSR sur l'implant cochléaire Digisonic SP. Celui-ci au travers d'une pré-étude laisse entrevoir ses capacités.

Peut-on trouver des seuils électriques fiables à l'aide de ce système ?

Peut-on reproduire chez le patient implanté, la corrélation obtenue pour les sujets normo-entendants entre sonie et amplitude de la réponse mesurée ?

Si cela se confirme nous aurons peut-être en main une aide précieuse, facilitant le réglage de l'implant cochléaire.

- Allen, J.B., Hall, J.L., Jent, P.S., 1989. Loudness growth in 1/2 octave bands (LGOB) - A procedure for the assessment of loudness. *J. Acoust. Soc. Am.* 88 (2), 745-753.
- Aoyagi, M., Yoshinori, K., Suzuki, Y., Fuse, T., Koike, Y., 1993. Optimal modulation frequency for amplitude modulation following response in young children during sleep. *Hearing Research*. 65, 253-61.
- Barajas, J.J., Fernandez, R., Bernal, M.R., 1988. Middle latency and 40 Hz auditory evoked responses in normal hearing children: 500 Hz thresholds. *Scand Audiol Suppl* 30:99-104.
- Bauer, J.W., Elmasian, R.O., Galambos, R., 1975. Loudness enhancement in man. I. Brainstem-evoked response correlates. *J. Acoust. Soc. Am.* 57 (1), 165-71.
- Beliaeff M., Dubus P., Leveau J.-M., Repetto J.-C., Vincent P. 1994. Sound signal processing and stimulation coding of the Digisonic DX10 15-channel cochlear implant. In: *Advances in Cochlear Implants*. Hochmair-Desoyer I.J. and Hochmair E.S. (Eds.), Manz, Wien, pp. 198-203.
- Blamey, P.J., Pyman, B.C., Gordon, M., Clark, G.M., Brown, A.M., Dowell, R.C. & Hollow, R.D. 1992. Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. *Ann. Oto. Rhinol. Laryn.* 101, 342-348.
- Boettcher FA, Poth EA, Mills JH, Dubno JR. 2001. The amplitude-modulation following response in young and aged human subjects. *Hear Res*;153:32-42.
- Bregman AS, Levitan R, Liao C. 1990. Fusion of auditory components. Effects of frequency of amplitude modulation. *Perception and Psychophysics*, 47, 68-73
- Busby P.A., Clark G.M. 1999. Gap detection by early-deafened cochlear-implant subjects. *J. Acoust. Soc. Am.* 105, 1841-1852.
- Calliope. La parole et son traitement automatique. Ed Masson, 1989.
- Campbell, F.W., Atkinson, J., Francis, M.R., Green, D.M., 1977. Estimation of auditory thresholds using evoked potentials. A clinical screening test. In: Desmedt JE, ed., *Auditory evoked potentials in man*. Psychopharmacology correlates of EPs. (Progress in clinical neurophysiology. Volume 2). Basel: Karger, 68-78.
- Canale, A., Lacilla, M., Cavalot, A.L., Albera, R. 2006. Auditory steady-state responses and clinical applications. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 263(6):499-503.
- Cebulla, M., Sturzebecher, E., Elberling, C., 2006. Objective detection of auditory steady-state responses : Comparison of one-sample and q-sample tests. *J Am Acad Audiol.* 17: 93-103.
- Chatterjee, M., 2003. Modulation masking in cochlear implant listeners: envelope versus tonotopic components. *J. Acoust. Soc. Am.* 113, 2042-2053.
- Chouard, C.H., Mac Leod, P., Meyer, B., Pialoux, P. 1977. Surgically implanted electronic apparatus for the rehabilitation of total deafness and deaf-mutism. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac* 94, 353-63.
- Cohen, L.T., Rickards, F.W. & Clark, G.M., 1991. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J. Acoust. Soc. Am.* 90, 2467-2479.
- Cone-Wesson, B., Dowell, R.C., Tomlin, D., Rance, G. & Ming, W.J., 2002. The auditory steady-state response: comparisons with the auditory brainstem response. *J Am Acad Audiol.* 13, 173-183.
- Cooley JW, Tukey JW. 1965. An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. *Math Comput* 19:297-301.
- Darling, R.M., Price, L.L., 1990. Loudness and Auditory Brain Stem Evoked Response. *Ear & Hearing* 11 (4), 289-295.
- Dau, T., Wegner, O., Mellert, V., Kollmeier, B., 1999. Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion. *J. Acoust. Soc. Am.* 107, 1530-1540.
- Dau, T., 2003. The importance of cochlear processing for the formation of auditory brainstem and frequency following responses. *J. Acoust. Soc. Am.* 113, 936-950.
- Dillon, H., 1996. Compression? Yes, but for low or high frequencies, for low or high intensities, and with what response times? *Ear & Hearing* 17 (4), 287-307.
- Dimitrijevic, A., John, M.S., Van Roon, P., Picton, T.W., 2001. Human auditory steady state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude. *Ear & Hearing* 22, 100-111.
- Dimitrijevic, A., John, M.S., Van Roon, P., 2002. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 13, 205-224.
- Dimitrijevic, A., John, M.S., Picton, T.W., 2004. Auditory steady state responses and word recognition scores in normal hearing and hearing-impaired adults. *Ear & Hearing* 25, 68-84.
- Djourné A, Eyries C, Vallencien. 1957. « De l'excitation électrique du nerf cochléaire chez l'homme, par induction à distance, à l'aide d'un microbobinage inclus à demeure », *Presse Med.*, 35, 1417-1423.
- Dobie RA, Wilson MJ. 1998. Low-level steady-state auditory evoked potentials: Effects of rate and sedation on detectability. *J Acoust Soc Am* 104:3482-3488.
- Dolphin WF, Chertoff ME, Burkard R. 1994. Comparison of the envelope following response in the Mongolian gerbil using two-tone and sinusoidally amplitude-modulated tones. *J Acoust Soc Am.* 96:2225-2234.
- Dolphin WF, Mountain DC. 1993. The envelope following response (EFR) in the Mongolian gerbil to sinusoidally amplitude-modulated signals in the presence of simultaneously gated pure tones. *J Acoust Soc Am.* 94:3215-3226.
- Don, M., Eggermont, J.J. 1978. Analysis of the click-evoked brainstem potentials in man using high-pass noise masking. *J Acoust Soc Am* 63, 1084-92.

- Dorman M.F., Loizou P.C., Fitzke J., Tu Z.** 1998. The recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of cochlear implant signal processors with 6-20 channels. *J. Acoust. Soc. Am.* 104, 3583-3585.
- Dorman M.F., Loizou P.C., Rainey D.** 1997. Speech intelligibility as a function of the number of channels of stimulation for signal processors using sine-wave and noise-band outputs. *J. Acoust. Soc. Am.* 102, 2403-2411.
- Douek E., Fourcin A.J., Moore B.C.J., Clark G.P.** 1977. A new approach to the cochlear implant. *Proc. R. Soc. Med.* 70, 379-383.
- Eddington, D.K.** 1980. Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 68, 885-891, (doi:10.1121/1.384827).
- Eddington D.K., Doebelle W.H., Brackmann D.E., Mladejovsky M.G., Parkin G.L.** 1978. Auditory prostheses research with multiple channel intracochlear stimulation in man. *Ann. Otol.* 87, 1-39.
- Eggermont, J.J.**, 2001. Between sound and perception : reviewing the search for a neural code. *Hearing Research.* 157, 1-42.
- Epstein, M., Florentine, M.**, 2005. Inferring basilar-membrane motion from tone-burst otoacoustic emissions and psychoacoustic measurements. *J. Acoust. Soc. Am.* 117 (1), 263-274.
- Firtzt, J.B., Gaggl, W., Runge-Samuels, C.L., Burg, L.S., Wackym, P.A.**, 2004. Auditory sensitivity in children using the auditory steady-state response. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 130(5):536-40. 124
- Florentine, M., Buus, S. and Poulsen, T.**, 1996. Temporal integration of loudness as a function of level. *J. Acoust. Soc. Am.* 99, 1633-1644.
- Fobel, O., Dau, T.**, 2004. Searching for the optimal stimulus eliciting auditory brainstem responses in humans. *J. Acoust. Soc. Am.* 116, 2213-2222.
- Fourcin, A.J., Rosen, S.M., Moore, B.C., Douek, E.E., Clarke, G.P., Dodson, H. & Bannister, L.H.** 1979. External electrical stimulation of the cochlea: clinical, psychophysical, speech-perceptual and histological findings. *Br. J. Audiol.* 13, 85-107.
- Fu Q.-J., Shannon R.V., Wang X.** 1998. Effects of noise and spectral resolution on vowel and consonant recognition : acoustic and electric hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 104, 3586-3596.
- Galambos, R., Hecox, K.**, 1978. Clinical applications of the auditory brainstem response. *Otolaryngology Clinics of North America* 11, 709-722.
- Galambos, R.**, 1981. A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Nicolet Potentials* 1:12.
- Gallégo S., Michey C., Berger-Vachon C., Truy E., Collet L., Morgon A.** 1996. Ipsilateral ABR with cochlear implant. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 116, 228-233.
- Gallégo S., Chanal J.M., Truy E., Collet L., Morgon A.** 1997. EABRs and surface potentials with a transcutaneous multielectrode cochlear implant. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 117, 164-168.
- Gallégo S., Frachet B., Michey C., Truy E., Collet L.** 1998. Cochlear implant performance and electrically-evoked auditory brainstem response characteristics. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 108, 521-525.
- Gallégo S., Michey C.** 1998. Intensity discrimination and auditory brainstem responses in cochlear implant and normal-hearing listeners. *Behav. Neurosc.* 112, 793-799.
- Gallégo S.** Contraintes psycho-physiques et électrophysiologiques sur le codage de la stimulation électrique chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire. 1999. Unpublished doctoral dissertation, Lyon I University.
- Gallégo S., Garnier S., Michey C., Truy E., Morgon A., Collet L.** 1999. Loudness growth functions and EABR characteristics in Digisonic cochlear implantees. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 119, 234-238
- Geisler, C.D., Frishkopf, L.S., Rosenblith, W.A.**, 1958. Extracranial responses to acoustic clicks in man. *Science* 128, 1210-1211.
- Geisler CD.** 1960. Average responses to clicks in man recorded by scalp electrodes Cambridge: MIT Research Laboratories of Electronics Technical Report 380.
- Gorga, M.P., Worthington, D.W., Reiland, J.K., Beauchaine, K.A., Goldgar, D.E.**, 1985. Some comparisons between auditory brainstem response thresholds, latencies, and the pure tone audiogram. *Ear & Hearing* 6, 105- 12.
- Gorga, M.P., Kaminski, J.R., Beauchaine, K.A., Jesteadt, W.** 1988. Auditory brainstem responses to tone bursts in normally hearing subjects. *J. Speech Hear. Res.*, 31 (1) 87-97.
- Goldstein, B.E.** 1984. Sensation and perception. Belmont, CA: Wadsworth.
- Greenwood, D.D.** 1990. A cochlear frequency-position function for several species--29 years later. *J Acoust Soc Am* 87, 2592-605.
- Herdman, A.T., Stapells, D.R.**, 2001. Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal hearing subjects. *Scand Audiol.* 30, 41-49.
- Herdman, A.T., Lins, O., Van Roon, P., Stapells, D.R., Scherg, M., Picton, T.W.**, 2002. Intracerebral sources of human steady-state responses. *Brain Topography* 15, 69-86.
- Honert van den C, Stypulkowski PH.** 1986. Characterization of the electrically evoked auditory brainstem response (ABR) in cats and humans. *Hear Res* 21:109-26
- Jewett, D.L., Williston, J.S.** 1971. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. *Brain* 94, 681-96.
- John, MS, Lins, O.G., Boucher, B.L., Picton, T.W.**, 1998. Multiple auditory steady-states Responses (MASTER): Stimulus and recording parameters. *Audiology.* 37, 59-82.
- John MS, Picton TW., 2000. MASTER: A windows program for recording multiple auditory steady-state responses. *Comput Methods Programs Biomed*;61:125-150.
- John MS, Picton TW.** 2000. Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: Phase and latency measurements. *Hear Res* ;141:57-79.
- John MS, Dimitrijevic A, Picton TW.** 2001a. Weighted averaging of steady-state responses. *Clin Neurophysiol* 112:555-562.
- John MS, Dimitrijevic A, van Roon P, Picton TW.** 2001b. Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli. *Audiol Neurootol* 6:12-27.
- John MS, Dimitrijevic A, Picton TW.** 2002a. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. *Ear Hearing*; 23:106-117.
- John MS, Purcell DW, Dimitrijevic A, Picton TW.** 2002b. Advantages and caveats when recording steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *J Am Acad Audiol* ;13:246-259.
- John, M.S., Dimitrijevi, A., Picton, T.W.**, 2003. Efficient stimuli for evoking auditory steady-state responses. *Ear & Hearing* 24, 406-23.
- John, MS., Brown, DK., Muir, P.J., Picton, TW.** 2004. Recording auditory steady-state responses in young infants. *Ear Hearing*, 539-53.
- Kaf, W.A., Sabo, D.L., Durrant, J.D., Rubinstein E.**, 2006. Reliability of electric response audiometry using 80Hz auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology.* 45(8), 477-486.
- Kemp, D.T.**, 1978. Simulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J. Acoust. Soc. Am.* 64 (5), 1386-1391.
- Kiang NYS.** 1965. Stimulus coding in the auditory nerve and cochlear nucleus. *Acta Oto Laryngol* 59:186-200
- Kiessling, J., Schubert, M., Archut, A.**, 1996. Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling (ScalAdapt). *Scand Audiol.* 25 (3), 153-60.
- Kulesza, R.J., Jr., Spirou, G.A., Berrebi, A.S.** 2003. Physiological response properties of neurons in the superior paraolivary nucleus of the rat. *J Neurophysiol* 89, 2299-312.
- Levi EC, Folsom RC, Dobie RA.** 1993. Amplitude-modulation following response (AMFR): Effects of modulation rate, carrier frequency, age and state. *Hear Res* 68:42-52.
- Lieberman, M.C.** 1978. Auditory-nerve response from cats raised in a low-noise chamber. *J Acoust Soc Am* 63, 442-55.
- Lins, O.G., Picton, P.E., Picton, T.W.**, 1995. Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80- 110 Hz. *J. Acoust. Soc. Am.* 97 (5), 3051-3063.
- Lins, O.G., Picton, T.W., Boucher, B.L., Durieux-Smith, A., Champagne, S.C., Moran, L.M., Perez-Abalo, M.C., Martin, V., Savio, G.**, 1996. Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear & Hearing* 17, 81-96.
- Loizou P.C., Dorman M., Tu Z.** 1999. On the number of channels needed to understand speech. *J. Acoust. Soc. Am.* 104, 2097-2103.
- Makeig S, Galambos R.** 1989. The CERP: Event-related perturbations in steady-state responses. In: Basar E, ed., *Brain dynamics: Progress and perspectives.* Berlin/Heidelberg: Springer ;373-400.
- Makeig S, Muller MM, Rockstroh B.** 1996. Effects of voluntary movements on early auditory brain responses. *Exp Brain Res.* 110:487-492.
- Mason, S.M., Sheppard, S., Garnham, C.W., Lutman, M.E., O'Donoghue, G.M., Gibbin, K.P.** 1993. Application of intraoperative recordings of electrically evoked ABRs in a paediatric cochlear programme. In: Deguine, F.B. (Eds.), *Cochlear Implants: New perspectives.* Karger, Basel, pp. 136-141.
- McDermott, H.J., McKay, C.M. & Vandali, A.** 1992. A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multi-electrode cochlear implant. *J. Acoust. Soc. Am.* 91, 3367-3371.
- McDermott, H.** 2004. Music perception with cochlear implants: a review. *Trends Amplif.* 8, 49-82.
- Ménard, M., Gallego, S., Collet, L.**, 2004. Auditory steady-state response evaluation of auditory thresholds in cochlear implant patients. *International Journal of Audiology* 43, 1-5. Suppl 1:S39-43.
- Ménard, M., Gallego, S., Berger Vachon, C., Collet, L., Thai-Van, H.**, 2008. Relationship between Loudness Growth Function and Auditory Steady State Response in Normal Hearing Subjects. *Hearing Research.* 235, 105-113.
- Møller, A.R., Jannetta, P.B.** 1985. Neural generators of the auditory brainstem response. In: Jacobson, J. (Eds.), *The Auditory Brainstem Response.* College Hill Press, San Diego
- Moore, B.C.J., Glasberg B.R.** 1988. Gap detection with sinusoids and noise in normal, impaired and electrically stimulated ears. *J. Acoust. Soc. Am.* 83, 1093-1101.

- Moore, B.C.**, 1989. An introduction to the psychology of hearing. New York: Academic Press.
- Moore, B.C.**, 1996. Perceptual and cochlear damage. Oxford University Press.
- Müller, J., Janssen, T.**, 2004. Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions : implications for an objective hearing aid adjustment. *J. Acoust. Soc. Am.* 115 (6), 3081-91.
- Neely, S.T., Gorga, M.P., Dorn, P.A.**, 2003. Cochlear compression estimates from measurements of distortion product otoacoustic emissions. *J. Acoust. Soc. Am.* 114, 1499-1507.
- Nelson D.A., Schmitz J.L., Donladson G.S., Viemeister N.F.** 1996. Intensity discrimination as a function of stimulus level with electric stimulation. *J. Acoust. Soc. Am.* 100, 2393-2414.
- Perez-Abalo, M.C., Savio, G., Torres, A., Martin, V., Rodriguez, E., Galan, L.**, 2001. Steady-state responses to multiple amplitude-modulated tones: an optimized method to test frequency-specific thresholds in hearing-impaired children and normal hearing subjects. *Ear & Hearing* 22, 200-11.
- Pfingst B.E.** 1984. Operating ranges and intensity psychophysics for cochlear implants. Implications for speech processing strategies. *Arch. Otolaryngol.* 110, 140-144
- Pfingst B.E.** 1988. Comparisons of psychophysical and neurophysiological studies of cochlear implants. *Hear. Res.* 34, 243-251.
- Pfingst B.E., Burnett P.A., Sutton D.** 1983. Intensity discrimination with cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 73(4):1283-92.
- Pickles, J.** (1982) *An Introduction to the Physiology of Hearing.* London, Academic Press
- Picton, T.W., Hillyard, S.A., Krausz, H.I., Galambos, R.**, 1974. Human auditory evoked potentials. I : Evaluation of components. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 36, 179-190.
- Picton, T.W., Woods, D.L., Baribeau-Braun, J., Healey, T.M.G.**, 1977. Evoked potential audiometry. *Journal of Otolaryngology*, 6, 90-119.
- Picton, T.W., Rodriguez, R.T., Linden, R.D., Maiste, A.C.**, 1985. The neurophysiology of human hearing. *Human Communication Canada* 9:127-136.
- Picton, T.W., John, M.S., Dimitrijevic, A., Purcell, D.**, 2003. Human auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology*, 42 (4), 177-219.
- Picton, T.W., Dimitrijevic, A., Perez-Abalo, M.C., Van Roon, P.**, 2005. Estimating audiometric thresholds using auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 16(3), 140-156.
- Pratt, H., Sohmer, H.**, 1977. Correlations between psychophysical magnitude estimates and simultaneously obtained auditory nerve, brain stem and cortical responses to click stimuli in man. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 43, 802-812.
- Preece J.P., Tyler R.S.** 1989. Temporal-gap detection by cochlear prosthesis users. *J. Speech Hear. Res.* 32, 849-856.
- Poulsen, C., Picton, T.W., Paus, T.**, 2007. Age-related changes in transient and oscillatory brain responses to auditory stimulation in healthy adults 19-45 years old. *Cereb Cortex*, 1454-67.
- Rance, G., Tomlin, D., Rickards, F.W.** 2006. Comparison of auditory steady-state responses and tone-burst auditory brainstem responses in normal babies. *Ear Hear.* 27(6):751-62.
- Regan D.** 1966. Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 20:238-248.
- Regan D.** 1977. Evoked potentials in basic and clinical research. In: Rémond A, ed., *EEG informatics: a didactic review of methods and applications of EEG data processing.* Amsterdam: Elsevier 319-346.
- Regan MP, Regan D.** 1988. A frequency domain technique for characterizing nonlinearities in biological systems. *J Theor Biol* 133:293-317.
- Regan D.** 1989. Human brain electrophysiology : Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine. Amsterdam: Elsevier.
- Regan MP, Regan D.** 1993. Nonlinear terms produced by passing amplitude-modulated sinusoids through a hair cell transducer function. *Biol Cybern* 69:439-446.
- Regan MP.** 1994. Linear half-wave rectification of modulated sinusoids. *Appl Math Comput* 62:61-79.
- Regan MP.** 1994. A method for calculating the spectral response of a hair cell to a pure tone. *Biol Cybern* 71:13-16.
- Rice, J.J., May, B.J., Spirou, G.A., Young, E.D.** 1992. Pinna-based spectral cues for sound localization in cat. *Hearing Research*, 58:132-152.
- Rickards FW, Clark GM.** 1984. Steady-state evoked potentials to amplitude-modulated tones. In: Nodar RH, Barber C, eds., *Evoked potentials II.* Boston, MA: Butterworth, 163-168.
- Rickards FW, Tan LE, Cohen LT, Wilson OJ, Drew JH, Clark GM.** 1994. Auditory steady-state evoked potential in newborns. *Br J Audiol* 28:327-337.
- Rockstroh B, Muller M, Heinz A, Wagner M, Berg P, Elbert T.** 1996. Modulation of auditory responses during oddball tasks. *Biol Psychol*;43:41-55.
- Rodriguez R, Picton T, Linden D, Hamel G, Laframboise G.** 1986. Human auditory steady state responses: Effects of intensity and frequency. *Ear Hear* 7:300-313.
- Ross, B., Draganova, R., Picton, T.W. & Pantev, C.** 2003. Frequency specificity of 40 Hz auditory steady-state responses. *Hearing Res.* 186, 57-68.
- Ross, B., Pantev, C.** 2004. Auditory steady-state responses reveal amplitude modulation gap detection thresholds. *J. Acoust. Soc Am.* 2193-2206.
- Savio, G., Cardenas, J., Perez Abalo, M., Gonzalez, A., Valdes, J.** 2001. The low and high frequency auditory steady state responses mature at different rates. *Audiol Neurootol* 6:279-287.
- Savio, G., Perez-Abalo, M.C., Gaya, J., Hernandez, O., Mijares, E.** 2006. Test accuracy and prognostic validity of multiple auditory steady state responses for targeted hearing screening. *Int J Audiol* 45(2):109-20.
- Shannon R.V.** 1983. Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man. I. Basic psychophysics. *Hear. Res.* 11, 157-189.
- Shannon R.V.** 1989. Detection of gaps in sinusoids and pulse trains by patients with cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 85, 2587-2592.
- Shannon R.V., Zeng F.G., Kamath V., Wygonski J., Ekelid M.** 1995. Speech recognition with primarily temporal cues. *Science* 270, 303-304. •
- Sherlock, L.P., Formby, C.**, 2005. Estimates of Loudness, Loudness Discomfort, and the Auditory Dynamic Range: Normative Estimates, Comparison of Procedures, and Test-Retest Reliability. *J Am Acad Audiol.* 16, 85-100.
- Serpanos, Y.C., O'Malley, H., Gravel, J.S.**, 1997. The relationship between Loudness Intensity Functions and the Click-ABR Wave V Latency. *Ear & Hearing* 18 (5), 409-419.
- Small, S.A., Hatton, J.L., Stapells, D.R.**, 2006. Effects of bone oscillator coupling method, placement location, and occlusion on bone-conduction auditory steady-state responses in infants. *Ear Hear.* 83-98.
- Stapells, D.R., Linden, D., Suffield, J.B., Hamel, G. & Picton, T.W.** 1984. Human auditory steady-state potentials. *Ear & Hearing* 5, 105-113.
- Stapells DR, Galambos R, Costello JA, Makeig S.** 1988. Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 71:289-295.
- Thai-Van, H., Gallego, S., Truy, E., Veuillet, E., Collet, L.**, 2002. Electrophysiological findings in two bilateral cochlear implant cases: Does the duration of deafness affect electrically evoked auditory brainstem responses (EABR). *Ann Otol Rhinol Laryngol* 111: 1008-1014.
- Thornton, A.R., Farrell, G., Mc Sporrans, E.L.**, 1989. Clinical methods for the objective estimation of loudness discomfort level (LDL) using auditory brainstem responses in patients. *Scand Audiol.* 18 (4), 225-30.
- Thornton, A.R., Yardley, L., Farrell, G.**, 1987. The objective estimation of loudness discomfort level using auditory brainstem evoked responses. *Scand Audiol.* 16 (4), 219-25.
- Tlumak, A.I., Durrant, J.D., Collet, L.**, 2007. 80 Hz auditory steady-state responses (ASSR) at 250 Hz and 12000 Hz. *International Journal of Audiology.* 46(1), 26-30.
- Truy E., Gallégo S., Chanal JM, Collet L, Morgon A** 1998. Correlation between electrical auditory brainstem response and perceptual thresholds in digisonic cochlear implant users. *The laryngoscope* 108, 554-559.
- Throckmorton C.S., Collins L.M.** 1999. Investigation of the effects of temporal and spatial interactions on speech-recognition skills in cochlear-implant subjects. *J. Acoust. Soc. Am.* 105(2 Pt 1):861-73.
- Tong Y.C., Busby P.A., Clark G.M.** 1988. Perceptual studies on cochlear implant patients with early onset of profound hearing impairment prior to normal development of auditory, speech, and language skills. *J. Acoust. Soc. Am.* 84(3):951-62.
- Tong Y.C., Clark G.M.** 1985. Absolute identification of electric pulse rates and electrode positions of cochlear implant patients. *J. Acoust. Soc. Am.* 77, 1881-1888.
- Van der Reijden, C.S., Mens, L.H., Snik, A.F.** 2006. Frequency-specific objective audiometry: tone-evoked brainstem responses and steady-state responses to 40 Hz and 90 Hz amplitude modulated stimuli. *Int J Audiol.* 45(1):40-5.
- Viemeister, N.F.** 1983. Auditory intensity discrimination at high frequencies in the presence of noise. *Science* 221, 1206-8.
- Viemeister, N. F. and Bacon, S. P.** 1988. Intensity discrimination, increment detection, and magnitude estimation for 1-kHz tones. *J. Acoust. Soc. Am.*, 84, 172-178.
- Wolfe, J.A., Skinner, P., Burns, J.** 1978. Relation between sound intensity and the latency and amplitude of the brainstem auditory evoked response. *J Speech Hear Res* 21, 401-7.
- Wong, W.Y., Stapells, D.R.**, 2004. Brainstem and cortical mechanisms underlying the binaural masking level difference in humans: an auditory steady state response study. *Ear Hear.* 25(1):57-67.
- Zenker Castro, F., Barajas de Prat J.J., Larumbe Zabala, E.** 2008. Loudness and auditory steady-state responses in normal-hearing subjects. *Int. J Audiol.* 47, 269-275
- Zwicker, E., Scharf, B.** 1965. A Model of Loudness Summation. *Psychol Rev* 72, 3-26.



Aurélie Zambeaux
Communication et Marketing
Tél: 01 41 88 01 59
Email: ac@prodition.fr



1

nEARcom

Adoption d'une nouvelle norme en matière de programmation et d'adaptation.

nEARcom est la réponse d'un consortium de fabricants leader - dont fait partie Oticon - dans le domaine des aides auditives au problème bien connu et fastidieux de la manipulation des câbles de programmation. Le consortium a été créé pour **développer une plate-forme** pour une grande partie de l'industrie afin de **programmer les appareils sans fil**. Oticon est fier de faire partie de ses fabricants et propose désormais la **possibilité d'adaptation sans fil pour un bon nombre de ses produits (Oticon Dual Connect, Oticon Epeq, Oticon Vigo et Oticon Hit)**.

Que peut faire nEARcom pour vous ?

- Adaptation sans fil fiable et simple des appareils auditifs
- Pas d'agitation pour le client à cause des câbles de programmation et des adaptateurs
- Configuration simple du PC : nEARcom utilise l'interface Bluetooth NOAHlink
- Moins intimidant pour le client grâce à l'absence de fil et grâce au design confortable; pas de fil autour du cou et pas de cordon dans les oreilles
- Une solution commune à plusieurs fabricants d'aides auditives nEARcom permet également l'utilisation de cordons via les connecteurs gigognes branchés sur le NOAHlink



Le but de cette nouvelle norme est de **rendre le processus d'adaptation confortable et simple à la fois pour le client et pour l'audioprothésiste**. Ainsi, vous échappez aux amas de câbles et libérez votre client des contraintes inconfortables. **nEARcom vous offre une flexibilité et une simplicité accrues dans le processus d'adaptation !**

2

Nominations

Oticon nomme Ole Jørgensen en tant que Vice-président du marketing et Thomas Christensen comme Vice-président de la Recherche et du Développement

Oticon vient de nommer Ole Asboe Jørgensen comme Vice-président du marketing. Dans le cadre de sa nouvelle fonction, il mettra en œuvre sa vaste expérience en marketing et vente pour gérer et renforcer les efforts marketing opérationnels et stratégiques mondiaux d'Oticon.



Avant de rejoindre Oticon, Jørgensen a passé huit ans comme associé principal chez Kunde & Co., principale agence danoise de conseil/publicité marketing, où il a travaillé avec un grand nombre de sociétés internationales sur des campagnes complètes interentreprises et sociétés-consommateurs. Il a également été Vice-président du marketing international et des ventes chez Radiometer Medical A/S.

« La vaste expérience d'Ole Jørgensen en marketing et publicité associée à sa vision de la dynamique et de la structure des ventes internationales en fait un plus précieux pour l'équipe de direction d'Oticon et un atout pour nos équipes de ventes et marketing dans le monde entier, » a déclaré Søren Nielsen, Président d'Oticon A/S.

Oticon nomme Thomas E. Christensen comme Vice-président de l'unité Recherche et Développement. Dans le cadre de sa nouvelle fonction, Christensen dirigera les équipes de recherche et de développement de produits d'Oticon pour le développement d'aides auditives à technologie avancée et innovante, recherche qui a valu à Oticon une position de leader dans l'industrie des aides auditives.

Il a rejoint Oticon en 1990 et faisait partie des membres clés de l'équipe qui a lancé DigiFocus, la première aide auditive totalement numérique, avec succès sur le marché. Avant de rejoindre Oticon, il a travaillé dans la technologie et le développement produits chez Ødegaard & Danneskiold-Samsøe et chez Danish Micro Engineering. En 2007, il a commencé à travailler pour Brüel & Kjær Sound, principal fabricant et fournisseur mondial de solutions en matière de bruit et vibrations, où il était Vice-président de R&D avant d'aller chez Oticon A/S en 2008.

« Thomas a démontré à plusieurs reprises sa capacité à motiver et inspirer des concepts et produits innovants, » a déclaré Søren Nielsen, Président

d'Oticon A/S. « Ses vastes connaissances et expériences en matière de solutions auditives à technologie avancée et sa volonté de répondre aux opportunités et défis font de lui une personne idéale pour ce poste. »



Widex, distributeur exclusif du vidéo-otoscope Dino-Lite

Petit, compact, intuitif et pratique, à la pointe de la technologie et économique, le vidéo-otoscope Dino-Lite est l'outil indispensable pour les audioprothésistes qui souhaitent appareiller en toute sérénité.

Le Dino-Lite permet à l'audioprothésiste d'appréhender l'appareillage dans les meilleures conditions :

- Evaluation visuelle instantanée du tympan et du conduit auditif externe
- Directement alimenté par port USB
- Mise au point rapide
- Capture d'images et de vidéos
- Speculum jetables

Le Dino-Lite permet également de proposer un service optimisé au malentendant. Ce dernier pourra mieux comprendre l'état de son oreille grâce aux photos/vidéos réalisées, sera rassuré de pouvoir voir ce dont on lui parle et pourra, tout comme l'expert audio, étoffer son dossier grâce aux visuels personnalisés.

Avec le vidéo-otoscope, l'audioprothésiste dispose d'un matériel de qualité, léger, fiable et performant, nécessaire à

son activité quotidienne. Que ce soit pour les consultations et démonstrations, les visites à domicile, les sessions d'adaptation ou pour une évaluation avant prise d'empreinte, le Dino-Lite est disponible dans différents kits d'équipements :

- Le Dino-Lite seul (avec stand flexible et 1 boîte de 100 speculums)
- Le Dino-Lite avec pack MiniPc (Dell Mini9 préinstallé, stand flexible et 1 boîte de 100 speculums)

Grâce à sa fonction binoculaire, l'audioprothésiste pourra également utiliser le Dino-Lite pour plus de précision lors des manipulations ainsi que dans l'évaluation visuelle précise des différents éléments qui constituent les aides auditives (entrée du microphone, sortie de l'écouteur...)

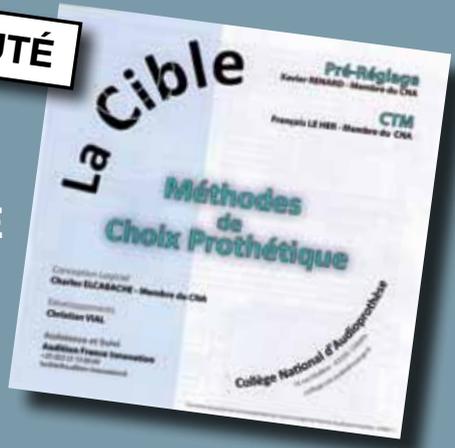




PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE

Production, phonétique acoustique et perception de la parole
Édité par ELSEVIER MASSON SAS - ISBN N° 978-2-294-06342-8

NOUVEAUTÉ



LOGICIEL LA CIBLE MÉTHODES DE CHOIX PROTHÉTIQUE

Pré-réglage : Xavier Renard - Membre du CNA

CTM : François Le Her - Membre du CNA

Production : Collège National d'Audioprothèse

Réalisation : Audition France Innovation

Précis d'audioprothèse - Production, phonétique acoustique et perception de la parole

99,00 € x	exemplaire(s)	=	€
+ frais de port France :	8,50 € x	=	€
+ frais de port Etranger :	10,00 € x	=	€

La Cible - Méthodes de Choix Prothétique - Pré-Réglage - CTM

150,00 € x	exemplaire(s)	=	€
+ frais de port France :	3,50 € x	=	€
+ frais de port Etranger :	4,50 € x	=	€

SOIT UN RÈGLEMENT TOTAL €
(exonéré de TVA)

NOM..... PRÉNOM.....

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL..... VILLE

TÉL..... FAX

E-MAIL

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN

Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

SIEMENS

Communication

Nadège Ouidrane
Marketing & Communication
Tél. + 33 1 49 33 25 96
nadege.ouidrane@siemens.com

Les aides auditives Siemens suscitent des vocations de Top Model

Le Top Model anglais Kellie Moody, 24 ans, a été engagée par Siemens Audio-logy UK pour représenter ses produits. Malentendante de naissance, elle porte aujourd'hui des aides auditives Siemens qui ont radicalement changé sa vie.

Malentendante de naissance et souffrant d'une surdité sévère, Kellie a signé un contrat avec Siemens pour devenir l'égérie des aides auditives de la marque et dédramatiser l'appareillage auditif. Siemens a remarqué Kellie alors qu'elle participait à une émission sur BBC3. Kellie va maintenant promouvoir les dernières technologies auditives en devenant une référence pour les jeunes malentendants.

Kellie porte fièrement ce nouveau titre « Je suis très fière que Siemens ait vu en moi le porte-parole des jeunes malentendants. C'est important de faire tomber les préjugés qui existent autour des appareils auditifs ». Ancienne Miss au Royaume-Uni, Kellie est une utilisatrice expérimentée d'aides auditives. Elle les porte en permanence, dans la mesure où elles sont son « seul contact avec le monde des sons ». Elle affirme que sans ses aides auditives, elle n'entendrait rien.

Enfant, elle rêvait déjà de devenir top model. Experte en maquillage, elle a reçu la récompense de la meilleure étudiante pour ses cours à l'université de Leicester. « J'ai connu des moments difficiles, non seulement parce que je ne pouvais pas entendre, mais aussi à cause de mon élocution, on ne me comprenait pas toujours », dit Kellie.

Kellie, qui travaille pour MAC Cosmetics, était souvent gênée dans son travail avec ses anciens appareils. Elle avait notamment du mal à soutenir les conversations en environnement bruyant.

Les aides auditives Siemens qu'elle porte à présent ont considérablement amélioré son quotidien.

« Je suis ravie de pouvoir aujourd'hui représenter l'appareillage auditif. Il y a beaucoup de stigmates autour de ce sujet, mais aussi beaucoup de personnes, jeunes et âgées, qui souffrent de trouble de l'audition. Si je peux faire accepter les aides auditives en les portant moi-même et devenir un symbole, alors j'en serai très heureuse. » Avant sa rencontre avec Siemens, Kellie pensait abandonner son rêve, elle avait même été encouragée à suivre une autre voie à cause de ces problèmes de communication. « Travailler avec Siemens me permet de vivre ma passion de top model tout en changeant la perception des gens sur les appareils auditifs ».

Kellie partage sa vie avec son ami depuis 3 ans. Il avait alors eu le courage d'engager la conversation avec elle après avoir remarqué ses appareils. Elle aime sortir et danser aux vibrations de la musique. « Etre sourde ne m'a jamais découragée, je peux faire les mêmes choses que tout le monde. On a tous notre place, même les mannequins différents. »



Beltone
change[™]

www.beltone-hearing.com

Beltone Change
La porte ouverte sur
une meilleure audition

Aider les malentendants appareillés depuis longtemps à pousser la porte des nouvelles technologies auditives n'est pas toujours facile. Malgré les avantages liés à la compression, il leur est souvent difficile de changer d'habitudes et de se passer de leurs appareils linéaires.

Pour éviter que les nouvelles aides auditives ne finissent dans un tiroir à cause d'une trop grande différence de sonorité, Beltone lance la gamme Beltone Change.

Parmi ses nombreuses caractéristiques, elle propose une fonction unique sur le marché : l'Adaptation progressive à la compression qui satisfait le patient dès les premières heures de port pour, ensuite, évoluer vers une amplification optimisée.



La gamme Beltone Change est positionnée en entrée de gamme, en complément des gammes déjà disponibles Beltone Reach et Beltone Identity. Beltone Change comprend des intras et tous types de contours.

A. Choix des appareils

Nouveau dans ce segment de gamme, Beltone Change offre des contours à écouteur déporté RITE dans le boîtier marq, avec écouteurs standard ou puissant HPG. Les contours sont aussi disponibles en version classique avec

coude ou en version open avec tube fin ainsi qu'en version puissante.

Pour les intras, le CIC est déclinable en version xs (extra-small) pour encore plus de discrétion avec la même puissance, y compris pour les conduits étroits.

B. Flexibilité de réglage

Les 6 canaux réglables sur 6 bandes font de Beltone Change un entrée de gamme très souple à adapter. Expanseur, suppresseur de bruit et anti-Larsen en opposition de phase permettent un appareillage précis et efficace.

C. Adaptation progressive

Il n'est pas rare, dans ce segment de prix, de devoir renouveler des appareils linéaires. Beltone Change possède une fonction unique sur le marché : l'Adaptation progressive à la compression.

C'est une évolution graduelle et automatique d'un appareillage linéaire vers un appareillage à compression. L'acceptation est immédiate car l'amplification de départ correspond au réglage linéaire toléré par le patient pour, ensuite, passer progressivement vers un appareillage optimisé, de type compression WDRC. Bien sûr, cette variation automatique est paramétrable et peut être ajustée manuellement par l'audioprothésiste.

D. Autonomie renforcée

Grâce à une nouvelle puce, la consommation a été réduite par rapport à la génération précédente, pour une autonomie améliorée allant jusqu'à 40 %.

Avec de telles caractéristiques pour son positionnement, Beltone Change est parfaitement adaptée pour répondre aux patients exigeants avec petit budget ou renouveler des appareils linéaires.



21, 22 et 23 mars 2009
Congrès des Audioprothésistes
 CNIT-Paris La Défence

LIVRES ET DOCUMENTS

AUDITORY STEADY STATE RESPONSE

Generation, Response, and Clinical Application
G. RANCE

PLUEAL PUBLISHING

335 pages 2008 - US\$ 98.00



Ce livre vient à point nommé et il ne fait plus de doute que le savoir dans le domaine de l'audiologie d'exploration se renouvelle tant en terme de thèmes de recherche

(voir plus bas Controversies in Central Auditory Disorder) que de développement de nouvelles technologies. Ici donc il s'agit de faire le point sur les ASSR. Dans la préface James Hall III évoque au sujet de cette parution un événement aussi important que les parutions de Handbook of Clinical Impedance Audiometry de J. Jerger en 1975 ou celui de M. Robinette et Th. Glatke à propos des OEA et de leurs applications cliniques. Si vous avez un peu de mémoire et d'ancienneté dans ce métier peut-être vous souvenez-vous que l'électro-physiologie est un sujet qui a déjà capté l'attention des spécialistes de l'audiologie prothétique. Il y a plus de 20 ans en effet, François Le Her avait réalisé un travail important sur ce sujet avec l'équipe de CHR de Rouen dans le but de réaliser le contrôle prothétique dans l'appareillage des très petits enfants. Pour autant que je m'en souviens les résultats étaient tout à fait intéressants mais limités du fait de difficultés liées aux limites de la technique employée et de la faible capacité de tester un nombre suffisant de fréquences. Il y avait aussi

des problèmes d'isolation de l'aide auditive sans doute dus à l'électricité statique. Il aura fallu attendre l'arrivée des ASSR pour que les résultats recherchés trouvent enfin une voie d'application en clinique prothétique.

Pour revenir à cet ouvrage il comprend donc 15 chapitres. Le premier chapitre est un retour sur l'historique, le chapitre 2 est une introduction aux principes techniques, le 3 traite de la relation stimulus réponse, le 4 des générateurs de signaux, le 5 de la variabilité des réponses entre sujets en fonction de l'âge ou de l'état de vigilance, le 6 des applications cliniques, le 7 des relations entre seuil comportemental et seuils obtenus par la méthode des ASSR, le 8 les ASSR 80Hz comparées aux autres PEA, le 9 les ASSR et les réponses chez les nouveaux nés, le 10 les ASSR et le dépistage, le 11 ASSR et conduction osseuse, le 12 les ASSR et les réponses supraliminaires, le 13 ASSR et adaptation prothétique auditive d'une part et dans une deuxième partie ASSR et implant cochléaire, le 14 des études de cas et enfin le 15 aborde les directions futures. Ce livre devrait intéresser tous les laboratoires qui s'occupent de l'appareillage de l'enfant ou de la prise en charge de personnes profondément handicapées sur le plan mental et inaptes à répondre à une sollicitation verbale.

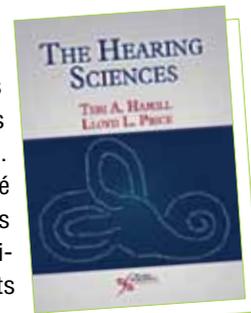
THE HEARING SCIENCES

T. A. HAMILL & L. L. PRICE
PLURAL PUBLISHING
448 pages 2008 - US\$89

www.pluralpublishing.com

Ce livre comprend 4 grandes parties qui se subdivisent en 38 chapitres. C'est un livre qui a pour objectif d'apporter les

connaissances de base indispensables lorsqu'on fait des études d'audiologie. Il est donc destiné en premier lieu à des étudiants. Il a été rédigé par 2 enseignants qui officient pour Teri Hamill à Nova Southeastern University et pour Lloyd Price à la Florida State University.



La première partie traite des connaissances de base en acoustique et comprend 8 chapitres. Dans cette partie sont traitées essentiellement les données concernant l'acoustique physique : logarithmes, décibels, propriétés des sons, les ondes, l'impédance, le transfert d'énergie, la résonance, les représentations analogiques, les systèmes numériques et enfin les équipements utilisés en audiologie clinique et prothétique.

La deuxième partie est une présentation des sons de la parole humaine et plus généralement de l'acoustique de la parole. Cette partie comprend 2 chapitres. Le premier concerne la classification des sons de la parole, le deuxième l'acoustique de la parole.

La troisième partie traite de l'anatomie et de la physiologie de l'oreille. Cette partie comprend 15 chapitres. On y traite de l'anatomie et de la physiologie de l'oreille, de la conduction, de la physiologie de l'oreille moyenne, de la conduction osseuse, de données, qui permettent de relier l'anatomie et la physiologie à des éléments de la clinique, ensuite sont traités les mécanismes plus proprement sensoriels, l'anatomie de la cochlée, sa physiologie puis une présentation plus spécifique des cellules ciliées, les potentiels cochléaires ainsi que les voies auditives, les potentiels

FD

électriques des voies auditives, le traitement de l'information liée à l'intensité par le système nerveux et plus particulièrement par les fibres du VIII, le système efférent, le système vestibulaire et la sa représentation centrale. La quatrième partie traite de la psychoacoustique. On y aborde les éléments tels que le seuil, la sensibilité différentielle, les méthodes, la théorie de la détection du signal, le seuil, la perception de la sonie, le calcul de la sonie, quelques éléments de perception de la hauteur, le masquage, la représentation fréquentielle et la modélisation de la cochlée, les courbes d'accord, les processus temporels le masquage temporel, l'audition binaurale, la relation entre la psychoacoustique et la clinique enfin un appendice vient s'ajouter dans lequel sont apportés les éléments de mathématiques indispensables à la compréhension des textes.

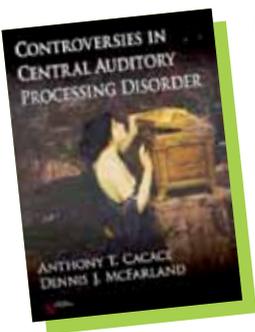
Ce travail est nous semble-t-il très bien construit dans son ensemble et nous convie à un retour vers les bases scientifiques de notre activité professionnelle. Il est très intéressant de posséder un tel ouvrage dans une bibliothèque en particulier pour les Maîtres de stage qui sont censés mettre à disposition un minimum d'informations scientifiques dans leur laboratoire.

FD

CONTROVERSIES IN CENTRAL AUDITORY PROCESSING DISORDER

A. T. Cacace & D. J. McFarland
PLURAL PUBLISHING
353 pages 2008
US\$ 139,95

<http://www.pluralpublishing.com>



Ce livre comprend 17 chapitres et un index. Disons tout de suite que lorsque j'ai commencé sa lecture, j'avais un peu un a priori en me disant que son contenu ne nous concernerait que de manière assez lointaine. Quelle erreur ! Le contenu est extrêmement intéressant et nous concerne directe-

ment pour une bonne partie au moins. Notre Président Eric Bizaguet a pourtant insisté suffisamment dans la préparation des EPU sur cette question mais parfois l'a priori ou le manque d'ouverture nous amène à prendre des positions infondées. Je ressorts de ce livre avec beaucoup d'informations et un regard qui aura sans doute évolué sur l'importance que revêt ce sujet. Le chapitre 1 est signé par un auteur dont les connaissances dans le domaine de l'audiologie sont encyclopédiques. Il s'agit de J. Jerger qui est comme chacun le sait très difficilement contournable dès lors qu'on traite d'audiologie clinique. Il traite dans ce chapitre du concept de désordre dans les processus de traitement de l'information auditive. Il s'agit d'un développement à caractère historique en ce sens qu'il part de la « création » du concept, de son évolution et de son opérativité sur le plan fonctionnel. Il s'agit à n'en pas douter d'un domaine qui ne devrait pas échapper pour une part à l'attention des médecins qui traitent de l'exploration fonctionnelle car s'il ne renfermait que des questions, maintenant, des réponses importantes pour certaines populations commencent à venir. Le chapitre 2 présente les données anatomiques, le 3 le traitement de la parole et des événements auditifs dans le cortex. Il s'agit là d'un sujet que nous commençons à mieux connaître grâce au travail réalisé en France par A. Coez. Le chapitre 4 aborde le traitement central des flux et la plasticité. Notons au passage qu'il est signé lui aussi par un éminent spécialiste : J. P. Rauschecker dont la présence dans cet ouvrage ne peut que rassurer le lecteur. Le chapitre 5 traite d'imagerie de la substance grise et des implications dans la compréhension des processus de traitement de l'information auditive, le 6 des modèles des désordres des processus en cause que l'on nomme couramment en clinique CAPD (cf le titre du livre), le 7 du challenge auquel ces connaissances conduisent pour les professionnels de santé en particulier en terme de perspectives épidémiologiques, le chapitre 8 pose la question de l'introduction de cette problématique dans l'interprétation du bilan prothétique, le 9 traite de la nécessité de faire

des mesures de reconnaissance de la parole dans le bruit et cela en routine audiolinguistique, le 10 des controverses dans le choix d'un protocole standard d'évaluation de CAPD. Le chapitre 11 propose d'analyser les possibilités et l'intérêt d'application des tests à l'enfant, le 12 des spécificités des APD, le 13 des relations et des associations possibles entre différentes entités telles que lectures, capacités perceptuelle auditive, langage etc... le 14 traite de la musique, le 15 de la dynamique des voies auditives dans leur traitement et de leur implication vis à vis de l'APD, le 16 des tinnitus et de CAPD, le 17 de neuropathie.

Au total un livre au contenu novateur pour l'exploration fonctionnelle ainsi que pour la clinique prothétique. A lire et à travailler. Il faut faire l'acquisition de cet excellent ouvrage qui fera date dans l'histoire de l'audiologie.

FD

ACTIVE PROCESSES AND OTOACOUSTIC EMISSIONS

Ed. G. A. MANLEY, R. R. FAY,
et A. N. POPPER
SPRINGER HANDBOOK OF
AUDITORY RESEARCH
SPRINGER 484p. 2008
116 €

Nous évoquons plus haut l'évolution du regard porté sur les thèmes qui drainent les sillons de l'audiologie. La recherche dans le domaine des OEA fait bien partie de l'activité qui mobilise une partie de la recherche dans ce monde. Le livre comporte 14 chapitres dédiés aux derniers résultats sur le sujet. Le chapitre 1 est signé par D. K. Kemp. Dans ce chapitre introductif il traite des concepts et de l'historique du sujet. Le chapitre 2 s'attaque à un sujet très technique : ondes progressives, second filters, et vulnérabilité physiologique. Le chapitre 3 traite des oscillateurs critiques comme éléments actifs de l'audition ; le chapitre



Widex Equipement,
l'expertise technique pour bien choisir.

Présence – Ecoute – Conseil

Multi-marques

Installation

Expertise informatique



Chaînes de mesure

Audiomètres

Impédancemètres

Oto-émissions acoustiques

PEA et PEA automatiques

Réparation

Etalonnage

Stock

Matériel de prêt



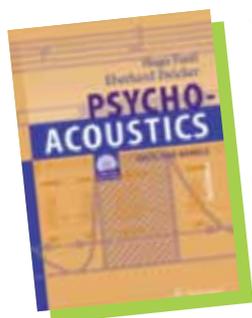
Depuis 1980, Widex fournit, installe et répare une gamme complète d'équipements audiolologiques, à la pointe de la technologie pour les professionnels de la santé.

4 de la mécanique de la touffe ciliaire ; on notera au passage qu'il est signé de P. Martin qui est un chercheur français peu connu chez nous mais apparemment très intéressant à suivre. Le 5 traite de la spécialisation morphologique et de l'électromotilité. Le 6 des processus actifs chez les insectes. Le 7 des OEA chez les amphibiens. Le 8 aborde les modèles chez les mammifères. Le 9 les mécanismes à l'origine des OEA chez les mammifères. Le 10 les mécanismes cellulaires et moléculaires impliqués dans le contrôle efférent de la non-linéarité cochléaire. Le 11 les modèles incorporant des éléments actifs. Le 12 les relations entre OEA et psycho-physique. Le 13 Les OEA comme procédé de diagnostic. Le 14 évoque l'avenir possible du sujet. La simple évocation de ces têtes de chapitres montre que si le sujet reste incontestablement très technique, les 2 ou 3 derniers chapitres n'en sont pas moins des applications cliniques qui, pour nous, présentent un intérêt certain dans la détermination d'éléments ayant trait à la perte de non-linéarité. Celles-ci pourraient trouver une application directe dans le paramétrage des aides auditives.

FD

PSYCHO-ACOUSTICS : FACTS and MOSELS

Ed. H. FASTL and E. Zwicker
SPRINGER 462p. + 1 CD; 2007 -
73,80 €



Voici un livre qu'il n'est plus besoin de présenter. Il s'agit d'un grand classique constamment remis à jour grâce à Hugo Fastl qui s'efforce de lui conserver toute son actualité. Qu'en dire ? Il contient une très grande partie de la psycho-acoustique et si vous en dominez l'essentiel cette contrée du savoir n'aura plus beaucoup de mystères pour vous. Son contenu : 16 chapitres dont le premier traite de stimuli et procédures, le 2^{ème} du champ auditif, le 3^{ème} du traitement de l'information le 4^{ème} du masquage, le 5^{ème} de la hauteur, le 6^{ème}

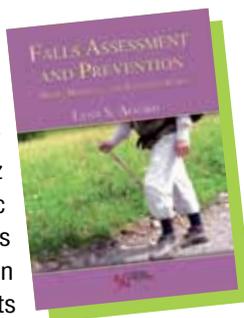
des bandes critiques, le 7^{ème} des JND, le 8^{ème} de la sonie, du 9^{ème} au 12^{ème} des particularités esthétiques qui se lient à l'écoute d'un signal, le 13 du traitement du rythme, le 14 de non linéarité, le 15 de l'audition binaurale, le 16 des applications. Cet ouvrage est vendu avec un CD permettant d'écouter des enregistrements rendant la compréhension des concepts et de la dénomination des « catégories sonores » plus imagées. Est-il besoin de faire l'article pour cet ouvrage que toutes les bonnes bibliothèques se doivent impérativement de posséder ?

FD

FALLS ASSESSMENT AND PREVENTION HOME, HOSPITAL AND EXTENDED CARE

Lynn S. Alvord

Ce livre très didactique expose les moyens d'explorer et prévenir les chutes chez le sujet âgé avec des cas cliniques à l'appui. Après un rappel des différents composants physiologiques intervenant dans notre équilibre, vestibulaire, visuel et somatosensoriel, l'auteur nous propose une classification des chuteurs en deux catégories : ceux qui ne réalisent pas ou ne sentent pas qu'ils vont tomber et ceux qui sont conscients de leur chute mais qui ne peuvent pas l'empêcher. Il dresse une liste des principales causes de chute : vertiges ou troubles de l'équilibre, baisse de la vision, démence ou troubles mentaux, faiblesse musculaire, hypotension orthostatique, facteurs cardiovasculaires, troubles neurologiques, neuropathie des membres inférieurs, facteurs environnementaux, facteurs comportementaux. L'examen clinique du patient chuteur comprend un examen vestibulaire vidéonystagmographique et vidéoculographique complet, un bilan de posture, un examen neurologique avec recherche d'un syndrome cérébelleux et un examen de la motricité et de la sensibilité des membres inférieurs, un examen audiométrique à la recher-



che d'une asymétrie en vue d'éliminer un neurinome de l'acoustique, un bilan ophtalmologique, une mesure de la tension artérielle et un bilan cognitif. Pour l'auteur, la majorité des chutes peut être prévenue si certaines consignes sont respectées : modifier certains comportements dangereux, certains aménagements dans le domicile du patient, et traiter la cause du déséquilibre.

Dr S. Imbaud Genieys

1

EPU - Année 2009

Comme chaque année, le Collège National d'Audioprothèse met en place, avec le concours des Directeurs des enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, un cycle de formation post-universitaire.

L'EPU 2009 aura lieu les **Vendredi 4 et Samedi 5 Décembre 2009** à la **CITÉ DES SCIENCES ET DE L'INDUSTRIE** Centre des Congrès de LA VILLETTE 30, avenue Corentin Cariou à PARIS (19ème). Cette manifestation sera rehaussée par une exposition des industriels fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et d'audiophonologie. Cette année, le thème de l'EPU est : « **PSYCHOACOUSTIQUE ET SURDITÉ Utilisations prothétiques** »

Renseignements : Danièle KORBA
Collège National d'Audioprothèse
10, rue Molière - 62220 CARVIN
Tél. : 03 21 77 91 24
Fax : 03 21 77 86 57
E-mail : college.nat.audio@orange.fr
www.college-nat-audio.fr

2

6^{ème} Otoforum - 2010

Toulouse, 19 et 20 novembre 2010.

Comité scientifique : B. Fraysse, O. Deguine, M-J. Esteve Fraysse, C. Berges, M-N. Calmels, A. Honegger, S. Lagleyre

Renseignements : Service ORL - Pr B. Fraysse - fraysse.b@chu-toulouse.fr
Tél. : 05 61 77 24 01
Fax : 05 61 49 36 44
www.otoforum2010.com

3

Diplôme universitaire Chirurgie plastique de la face

Année universitaire 2009/2010

Dirigé par le Pr François Disant

Objectif :

Acquérir une culture spécifique en chirurgie plastique de la face venant en complément d'une formation initiale en

chirurgie cervico-faciale, en chirurgie plastique et réparatrice générale.

Thèmes :

- Bases anatomiques, physiologiques et physiopathologiques.
- Tumeurs cutanées de la face.
- Sénescence de la face.
- Malformations cervico-faciales.
- Chirurgie esthétique et réparatrice de la face.

Enseignement théorique :

5 sessions de deux jours - jeudi et vendredi - avec cours théoriques (60 heures) et démonstrations opératoires (20 heures).

Enseignement pratique :

30 heures (6 stages de 5 heures). Le sujet du mémoire doit être approuvé par le directeur de l'enseignement.

Recherches bibliographiques :

30 heures (concrétisées par un mémoire).

Public :

Sont autorisés à s'inscrire à ce diplôme après accord du Directeur de l'Enseignement :

Les médecins français ou étrangers spécialistes en ORL et Chirurgie Cervico-Faciale - Stomatologie et Chirurgie Maxillo Faciale, Chirurgie Plastique, Esthétique et reconstructive - Dermatologie - Ophtalmologie.

Les internes nommés au concours et préparant le DES en ORL et Chirurgie Cervico-Faciale - Stomatologie et Chirurgie Maxillo Faciale, Chirurgie Plastique, Esthétique et reconstructive - Dermatologie - Ophtalmologie.

Sont également autorisés à s'inscrire les internes étrangers préparant un équivalent du DES et DIS de ces différentes spécialités.

Lieu de l'enseignement :

Département d'Oto-Rhino-Laryngologie de Chirurgie Cervico-Faciale de l'Hôpital Edouard Herriot - Secteur Universitaire - 69003 Lyon.

Coût :

Etudiants Formation initiale : 790 euros droits universitaires compris.

Stagiaires Formation Continue : 947 euros droits universitaires compris.

Renseignements :

Secrétariat Universitaire - Evelyne Da Costa - Tél : 04 72 11 05 05

e-mail : evelyne.da-costa@chu-lyon.fr

Date limite de pré-inscription :

10 octobre 2009

4

Compte Rendu des Journées du B.I.A.P. Bordeaux 1^{er} au 3 Mai 2009

Didier Bouccara, ORL

Nicole Denni-Krichel, orthophoniste, présidente de la FNO

Société Scientifique créée par l'arrêté Royal Belge du 24 mars 1967, le Bureau International d'Audiophonologie (Biap) a organisé du 1^{er} au 3 mai, sa 44^{ème} convention à Bordeaux. A la veille de ces journées, le Comité français d'audiophonologie (Cofap) a proposé, aux professionnels de la surdité, une après-midi de réflexion autour de l'audiophonologie.

Dans son introduction Martial Franzoni (Orthophoniste, Directeur du CEOP, Paris et président du Cofap) a rappelé que de nombreuses professions sont partie prenante dans le cadre de l'Audiophonologie : audioprothésistes, ORL, orthophonistes, professeurs... Le BIAP constitue un lieu d'échange international et pluridisciplinaire pour ces différents intervenants impliqués en particulier dans la prise en charge de l'enfant sourd.

La structuration harmonisée des filières universitaires définie par le Traité de Bologne est un des éléments majeurs de l'avenir de ces professions. Anne Dehetre (Orthophoniste, FNO, Nesmy) a rappelé les objectifs de ce traité : harmoniser les formations universitaires avec 3 niveaux : Licence, Master et Doctorat (LMD), faciliter la mobilisation et fournir des formations attractives de qualité. Le parcours universitaire n'est plus basé sur l'acquisition de savoirs, mais sur des « objectifs métiers » prenant en compte autant que possible les attentes en matière de soins et le marché de l'em-

ploi. Le déroulement des études universitaires par semestres avec acquisitions de crédits comporte aussi un accueil, un tutorat et un soutien des étudiants permettant de les accompagner dans leur parcours et d'aider leur orientation. Elle implique aussi la possibilité de reconnaître les formations continues, avec attribution de crédits. S'agissant des professions de santé, la mise en place du LMD sera normalement finalisée en 2012 en France. Pour l'orthophonie par exemple la question en cours d'étude est celle de la création d'un master.

Le 18 novembre 2008 les bases préliminaires de la refonte des formations initiales des infirmiers, kinésithérapeutes et orthophonistes ont été formalisées au niveau gouvernemental. Une première restitution est attendue le 5 mai 2009. Cette modification des différents cursus universitaires, si elle optimise la notion de « compétences métier », comporte aussi des contraintes : préciser les quotas de professionnels formés, prévoir des réorientations en cours de cursus, et l'intégration d'autres étudiants en cours de cursus.

La communication du Professeur Michel Portmann (ORL, Bordeaux) a constitué un moment intense chargé d'émotion au cours de cette conférence. Il a rappelé le rôle initiateur qu'il avait eu avec son épouse dans le développement initial de l'Audiophonologie à partir de l'année 1947, en particulier du fait des premiers cas de surdité liés à la prescription de streptomycine pour la tuberculose. Dès les années 50, il développa au sein de son service à Bordeaux un centre de Phono audiologie, impliqué d'emblée dans des activités de soins, d'enseignement et de recherche clinique et fondamentale. Son propos a été illustré par un schéma qu'il a dessiné et commenté et qui démontre tous les mécanismes impliqués dans la communication : que se passe-t-il du point de vue physiologique quand une personne communique avec une autre : de l'idéation du concept qui correspond au mot qui va être émis jusqu'à la compréhension par l'autre interlocuteur... Ce schéma lui a par ailleurs permis d'intégrer tous les intervenants impliqués dans la prise en charge diagnostique et thérapeutique,

illustrant ainsi la multidisciplinarité de la phono audiologie.

La communication du Professeur Françoise Denoyelle (ORL, Paris) a porté sur l'état actuel de l'application clinique des données concernant les surdités génétiques. Après avoir rappelé l'évolution au cours des dix dernières années qui a permis à ce jour l'identification de plus de 50 gènes impliqués dans les surdités isolées, elle a précisé quelles étaient les principales conséquences. Du point de vue diagnostic le bilan est clinique, avec un examen ORL et génétique et un bilan audiométrique, complétés par un bilan ophtalmologique avec fond d'œil et une imagerie qui contribue à identifier des anomalies morphologiques. Les autres examens sont orientés par la clinique.

Un exemple : un retard à la marche fait réaliser un électrorétinogramme à la recherche d'un syndrome de Usher. Ces éléments contribuent à établir un diagnostic précis, d'où un conseil génétique précis, ainsi qu'un suivi et une surveillance adaptés. Le cas de la Connexine 26 illustre parfaitement les progrès réalisés. Il est établi que d'une part environ un tiers des cas de surdité sporadique non expliquée correspond à une atteinte de la Connexine 26 et que d'autre part 3% de la population générale porte une mutation de ce gène. Pour ce qui est des surdités syndromiques, qu'elles soient autosomiques récessives (parents normo entendants) comme par exemple les syndromes de Usher, de Pendred... ou autosomiques dominantes (un des deux parents atteint) comme les syndromes Branchio Oto Rénal (BOR), de Waardenburg... Là aussi les diagnostics sont plus précis.

A ce jour il est considéré que seules 20 à 25% des surdités congénitales sont de causes extrinsèques, 30 à 40% étant de cause génétique et 30 à 40% de cause à ce jour inconnue, en fait très probablement génétiques autosomiques récessives.

La communication du Professeur Jean-Pierre Demanez (ORL, Liège) a illustré les perspectives ouvertes par l'identification des déficits des processus auditifs centraux. Les fonctions auditives périphériques étant essentiellement

dévolues à la détection du stimulus et à l'analyse spectrale de celui-ci, les rôles du système auditif central sont multiples : la discrimination de l'amplitude, des fréquences et du temps ; la mise en jeu de l'interaction binaurale qui permet l'orientation auditive dans l'espace, la fusion des informations et leur latéralisation, le décodage phonétique ; l'écoute dichotique par exemple quand deux interlocuteurs nous parlent en même temps ; ceci pour ne citer que certaines des fonctions auditives centrales. Il faut d'ailleurs y associer d'autres fonctions neurologiques plus générales comme la mémoire, l'attention, les apprentissages... Une atteinte des fonctions auditives centrales sera suspectée dans différentes circonstances : une gêne à la compréhension dans le bruit sans altération majeure de l'audiométrie tonale, chez l'enfant un retard de langage ou des apprentissages, la demande de répétitions, des problèmes d'attention...

Le Bilan Auditif Central (BAC), développé à Liège, contribue au diagnostic de ces atteintes centrales. Il comprend une batterie de tests : Test de Lafon dans le silence et dans le bruit, test dichotique, pattern test, test de démasquage. Le suivi de groupes de patients et de témoins montre que ces fonctions auditives centrales sont caractérisées par d'une part une maturation et une involution en fonction de l'âge, mais aussi d'une plasticité au cours des états pathologiques.

La prise en charge prothétique précoce de l'enfant nécessite de suivre des règles précises qui ont été répertoriées lors de la communication présentée par Thierry Renglet (Logopède et audiologiste, Bruxelles). Le dépistage précoce de la surdité, en particulier par des méthodes objectives : otoémissions acoustiques et PEA automatisés, permet en effet de proposer une amplification dont le but est de permettre le développement de la parole et du langage. Ceci implique d'utiliser au maximum l'audition résiduelle disponible.

L'utilisation des mesures objectives au moment des réglages des aides auditives doit être prudente. Par exemple les mêmes seuils relevés aux PEA peuvent

correspondre à différents types d'atteinte auditive : conservation ou non de réponses sur les graves. L'audioprothésiste doit donc se baser sur des mesures audiométriques effectuées oreilles séparées. A ce propos un modèle d'écouteurs intégrés (inserts, particulièrement adaptés aux tests du très jeune enfant) a été présenté.

L'étude clinique présentée par Adoracion Juarez-Sanchez (Orthophoniste, Madrid) concernant les enfants suivis dans l'école qu'elle dirige, illustre parfaitement l'évolution des prises en charge au cours des dernières années avec un nombre croissant d'enfants malentendants implantés cochléaires bilatéralement. Elle a par ailleurs insisté sur l'importance de définir l'audition « fonctionnelle » qui permet l'acquisition des compétences linguistiques, le développement cognitif et l'intégration scolaire... pour ne citer que certains éléments.

Cette session s'est ensuite poursuivie par une Table Ronde pluridisciplinaire modérée par le Professeur René Dauman (ORL, Bordeaux) et à laquelle participaient le Professeur Françoise DENOYELLE, le Professeur Vincent COULOIGNER (médecins ORL), Madame Nicole DENNI-KRICHEL, Monsieur Martial FRANZONI, Monsieur Michel MAULET (orthophonistes), Monsieur Eric BIZAGUET, Monsieur Christian RENARD, Monsieur Benoît ROY (audioprothésistes).

Cette table ronde a permis d'aborder les évolutions des différentes professions en particulier dans l'optique de

la spécificité de l'Audiophonologie. Les thèmes tels que l'interdisciplinarité, les formations actuelles, les pratiques et les besoins ont été abordés.

La communication présentée par Monique Delaroche (Orthophoniste, Bordeaux) et Marie-Hélène Chollet (Orthophoniste, Paris) a montré les possibilités de réaliser chez l'enfant dès l'âge de deux mois des tests d'audiométrie comportementale précis. Les modalités sont adaptées, mois après mois, au développement de l'enfant. Par ailleurs les séquences vidéo présentées ont démontré les possibilités qu'offre la réalisation de la rééducation orthophonique précoce à domicile chez les jeunes enfants.

Le lendemain s'est tenu la convention annuelle du Biap. Elle est le point de rencontre pour tous les membres du BIAP qui peuvent ainsi :

- échanger les points de vue particuliers à leurs professions
- arrêter les textes définitifs des recommandations à diffuser
- mettre au point les stratégies d'actions communes dont la réalisation sera hautement profitable à la qualité des prises en charge et à leur coordination.

Cette convention permet une rencontre interdisciplinaire qui favorise les échanges entre :

- les professions médicales (O.R.L. phoniatries, neuropsychiatres),
- les professions paramédicales de la santé (orthophonistes, logopèdes,

audioprothésistes, psychologues),

- les professions pédagogiques (professeurs de déficients auditifs, éducateurs spécialisés),
- les professions exercées dans les disciplines fondamentales (linguiste, phonéticiens, physiciens).

En effet, le Biap est un bureau formé de délégués de sociétés, comités nationaux ou régionaux d'Audiophonologie, délégués d'associations professionnelles internationales dans les disciplines reprises dans la définition de l'Audiophonologie, et de membres associés. Il est fait appel à des experts internationaux pour donner leur avis, participer à l'élaboration et à la rédaction des recommandations qui sont ensuite largement diffusées.

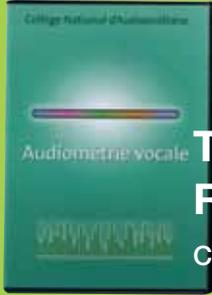
Délégués, membres associés et experts internationaux travaillent ainsi en commun sur un thème déterminé, groupés dans 31 commissions techniques spécialisées qui constituent les activités principales du BIAP.

A ce jour, 47 recommandations ont été rédigées et publiées par les différentes commissions techniques et concernent les classifications des surdités, le dépistage, le diagnostic, l'appareillage, l'accompagnement et le suivi des déficients auditifs, le bilan, la communication, le langage, le bilinguisme, l'accompagnement parental, l'éducation auditive, les processus auditifs centraux, les troubles de la voix...



PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE

L'appareillage de l'Adulte - 3 tomes*



5 CD AUDIO

Audiométrie Vocale

TEXTES RÉGLEMENTAIRES

CD Rom inclus - Année 2006



PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE - TOME I ISBN n° 2-9511655-4-4

L'appareillage de l'adulte - Le Bilan d'Orientation Prothétique

50,00 € x..... exemplaire(s).....€

Frais de port France 7,50 € ou Etranger 9,00 € à l'unité.....€

PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE - TOME III ISBN n° 2-9511655-3-6

L'appareillage de l'adulte - Le Contrôle d'Efficacité Prothétique

60,00 € x..... exemplaire(s).....€

Frais de port France 7,50 € ou Etranger 9,00 € à l'unité.....€

RECUEIL DE TEXTES RÉGLEMENTAIRES FRANÇAIS (CD ROM INCLUS) ISBN n° 2-9511655-2-8

15,00 € x..... exemplaire(s).....€

Frais de port France 5,50 € ou Etranger 6,50 € à l'unité.....€

COFFRET DE 5 CD AUDIO « AUDIOMÉTRIE VOCALE »

Les enregistrements comportent les listes de mots et de phrases utilisées pour les tests d'audiométrie vocale en langue française (voix masculine, féminine et enfantine dans le silence et avec un bruit de cocktail party)

Réalisation : Audivimédia

100,00 € x..... exemplaire(s).....€

Frais de port France 6,50 € ou Etranger 8,00 € à l'unité.....€

SOIT UN RÈGLEMENT TOTAL€

NOM..... PRÉNOM.....

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL..... VILLE

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN

Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

L'annuaire Français d'Audiophonologie 34^e année - édition 2009

The image shows the cover of the 2009 French Audiology Yearbook (Annuaire Français d'Audiophonologie) and a preview of its table of contents. The cover features a blue and white design with a water droplet graphic and the text 'ANNUAIRE FRANÇAIS D'AUDIOPHONOLOGIE 34^e ANNÉE ÉDITION 2009'. The table of contents lists various sections such as 'Centres d'audioprothèse', 'Fournisseurs aides auditives, matériel & services', 'Index produits & marques audiology', 'Médecins ORL & médecins phoniatres', 'Fournisseurs & instrumentation ORL', 'Services ORL & centres de réadaptation', 'Orthophonistes', and 'Instituts d'éducation & Secteur associatif'. Below the cover, there is a form for ordering the book, including fields for name, address, postal code, city, and email. The price is listed as 64 € (including postage). The website www.annuaire-audition.com and the contact number 01 43 53 33 33 are provided. The OCEP logo is also visible.

PSYCHOACOUSTIQUE ET SURDITÉ BASES FONDAMENTALES IMPLICATIONS PROTHÉTIQUES RÉPONSES AU QCM

Réponses au Q.C.M. établi par les orateurs de l'EPU 2008 et paru dans le N° 2 des CAHIERS DE L'AUDITION (VOL. 22 - MARS/AVRIL 2009).

Ces différentes questions et leurs réponses figurent également sur le site INTERNET du Collège : www.college-nat-audio.fr

PSYCHOACOUSTIQUE - PARAMÈTRES ÉLÉMENTAIRES - DU NORMAL AU PATHOLOGIQUE

A - DE LA PHONÉTIQUE À LA PSYCHOACOUSTIQUE

**F. LEFEVRE, Audioprothésiste,
Rennes**

1 - Quelles sont les trois dimensions d'analyse de la parole ?

b) le temps, la fréquence, l'intensité

2 - Par rapport au niveau moyen d'intensité de la parole, les principales informations véhiculées par les enveloppes temporelles se situent entre :

c) -5 et -10 dB

3 - En moyenne :

b) un implanté cochléaire reconnaît mieux les consonnes que les voyelles

B - APPROCHE DE LA PSYCHOACOUSTIQUE PAR QUELQUES EXEMPLES SONORES - B. HUGON, Audioprothésiste, Paris

1 - Albert Bregman a créé le concept de « scène auditive » pour définir un environnement sonore donné avec toutes les sources sonores présentes. Sa théorie de l'analyse des scènes auditives repose sur deux processus essentiels et complémentaires réalisés par le système auditif. Il s'agit des opérations de :

a) groupement et ségrégation

2 - Le système auditif singularise les différentes sources sonores lors des opérations de groupement. Pour parvenir à cette singularisation, le système auditif s'appuie sur deux types d'informations prélevées lors de l'analyse de la scène auditive. Il s'agit d'informations :

b) harmoniques et séquentielles

3 - Un troisième mode de fonctionnement a été observé dans le processus d'analyse des scènes auditives. Il s'agit de la stratégie dite de l' « ancien plus nouveau » où le système auditif a tendance à créer une continuité dans un flux sonore lorsque celui-ci est masqué ou interrompu par un autre événement sonore. Une expérience met en évidence l'intérêt d'une telle stratégie. Elle montre que lorsque le flux sonore est constitué d'un signal de parole, la continuité du flux facilite la reconstitution de l'information manquante. Quel est le nom de cette expérience ?

c) l'expérience de la barrière

PSYCHOACOUSTIQUE - MESURES SUBJECTIVES AUDIOMÉTRIQUES - DE LA THÉORIE À LA PRATIQUE

**C - PERCEPTION DE L'INTENSITÉ.
EFFETS DE MASQUE. TESTS
AUDIOMÉTRIQUES - F. DEGOVE,
Audioprothésiste, Garches**

LE SEUIL DE DÉTECTION

1 - La valeur nominale du seuil de détection correspond à :

a) la valeur réelle

2 - Le MAF correspond à :

c) la valeur du seuil obtenue en champ libre

3 - Les structures fines se situent-elles :

b) au seuil et au-dessus du seuil

MESURES DANS LE CHAMP AUDITIF RÉSIDUEL

4 - Un déficit auditif sensoriel moyen correspond généralement à :

c) la somme des pertes des CCI + CCE

5 - Les tests supra-limaires type FOWLER ou SISI ont pour objectif premier de :

b) mettre en évidence la présence de recrutement

**D - PERCEPTION DE LA FRÉQUENCE.
EFFETS DE MASQUE FRÉQUEN-
TIEL. TESTS AUDIOMÉTRIQUES
E. BIZAGUET, Audioprothésiste,
Paris**

1 - La diplacousie

c) augmente avec l'intensité du signal

2 - Chez l'entendant, le seuil différentiel de fréquence

b) est proche de 1 %

3 - Effet de masque

c) au niveau du décodage de la parole, il existe une fusion de l'information à l'intérieur d'une bande critique

**E - PSYCHOACOUSTIQUE ET TEMPS.
EFFET DE MASQUE TEMPOREL.
TESTS AUDIOMÉTRIQUES
L. DODELÉ, Audioprothésiste,
Braine l'Alleud - S. LAURENT,
Audioprothésiste, Gourin**

1 - Citez un test temporel qui permet de mesurer la capacité à détecter des fluctuations d'amplitude d'un stimulus

c) le test FTMT : Fonction de Transfert de Modulation Temporelle (TMTF en anglais)

2 - A quelle intensité se pratique le « GAP test » ?

b) à 35 dB SL : se pratique généralement 35 à 40 dB Au-dessus du seuil d'audition c'est-à-dire en dB SL (Sensation Level)

3 - Quelle est la définition du V.O.T ?

c) délais d'établissement du voisement ; V.O.T. = Voice Onset Time

4 - A partir de quelle durée la sonie d'un son commence-t-elle à diminuer ?

c) 100 ms

5 - A partir de quelle durée la tonie d'un son commence-t-elle à diminuer ?

b) 100 ms

6 - Quel est l'ordre de grandeur de l'intervalle temporel qui entraîne la fusion de deux clics ?

c) 5 ms

7 - En terme de modulation d'amplitude ou de fréquence, quelle est la fréquence de modulation à laquelle l'oreille humaine est la plus sensible ?

b) 4 Hz

8 - Qu'est ce que le masquage rétro-actif ?

b) le son test est présenté avant le bruit masquant

DE LA PERCEPTION DES PARAMÈTRES PSYCHO- ACOUSTIQUES SIMPLES À LA PERCEPTION DES SONS COMPLEXES

**F - PSYCHOACOUSTIQUE ET PROCES-
SUS COGNITIFS : MODULATION
DE LA PERCEPTION AUDITIVE
PAR L'ATTENTION, LA MEMOIRE,
L'APPRENTISSAGE ET
L'ENTRAÎNEMENT
Dr X. PERROT, Neurologue,
Université Lyon 1, Hospices Civils
de Lyon**

1 - Concernant la perception auditive

c) les processus cognitifs permettent d'intégrer l'information auditive

2 - Au sujet de la modulation de la perception auditive :

a) les processus cognitifs peuvent moduler la perception auditive

3 - Concernant les processus cognitifs impliqués dans la perception auditive :

b) les processus mnésiques interviennent par le biais de la mémoire de travail et de la mémoire à long terme

4 - Au sujet de la focalisation attentionnelle :

a) elle permet d'orienter le « faisceau attentionnel » vers un signal acoustique précis

5 - Concernant les processus mnésiques auditifs :

b) la négativité de discordance (MMN) reflète le stockage du stimulus standard en mémoire sensorielle échoïque

6 - Concernant les interactions entre vieillissement, surdité et cognition :

- c) les troubles de l'audition pourraient favoriser le déclin cognitif, comme par exemple dans le cas des patients atteints de maladie d'Alzheimer

G - PSYCHOACOUSTIQUE : APPORTS DE L'IMAGERIE FONCTIONNELLE CEREBRALE

A. COEZ, Audioprothésiste, Paris

1 - De la cochlée au cerveau, il existe un décodage du paramètre psycho-acoustique « fréquence » par une organisation tonotopique du système nerveux. On retrouve cette organisation

- a) jusqu'aux aires auditives primaires (Gyrus de Heschl)

2 - Les paramètres psycho-acoustiques liés au temps (temps d'attaque, transitions phonétiques courtes...) sont préférentiellement traités par :

- a) le cortex temporal gauche

3 - La langue Thaï est une langue à tons

- c) la langue chinoise et Thaï sont reconnues comme des langues et sont traitées principalement dans l'hémisphère gauche plus spécialisé dans les tâches de langage. Dans les régions cérébrales communes sollicitées lors de l'écoute de ces langues, l'écoute des tons liés à la langue chinoise provoque dans le groupe natif chinois des activités plus importantes que dans le groupe natif Thaï.

PSYCHOACOUSTIQUE - MESURES SUBJECTIVES AUDIOMÉTRIQUES - DE LA THÉORIE À LA PRATIQUE

H - STÉRÉOPHONIE : TESTS PSYCHOACOUSTIQUES - C. RENARD, Audioprothésiste, Lille

1 - La différence de temps interaurale maximale (si la source est complètement sur le côté) est de l'ordre de :

- b) 630 microsecondes

2 - Pour localiser un signal, la différence de temps interaurale :

- b) s'applique aussi lors des variations ou des fluctuations du signal

3 - La différence d'intensité interaurale exploitée pour localiser un signal :

- c) est plus importante sur les hautes fréquences

4 - Les capacités de localisation sonore sont :

- b) meilleures sur le plan horizontal que vertical

5 - Les capacités de localisation sonore sont :

- b) meilleures avec des sons complexes qu'avec des sons purs

6 - En situation de stéréoaousie, la performance de discrimination de la parole dans le bruit est :

- c) meilleure si les sources de bruit et de parole sont séparées

I - PSYCHOACOUSTIQUE ET DÉMASQUAGE DANS LE BRUIT

S. GARNIER, Audioprothésiste, Sartrouville

1 - Quand opère le démasquage binaural ?

- b) lorsque les informations sont différentes de chaque côté

2 - Quand le démasquage informationnel agit-il ?

- c) par exemple lorsque deux sons sont désynchronisés

3 - Comment agit la lecture labio-faciale ?

- b) par démasquage informationnel

.....

Ces questions n'avaient pas été publiées lors du précédent numéro. Les réponses sont publiées à la suite.

J - DU SON AU CODE NEURAL INTENSITÉ, FRÉQUENCE ET TEMPS
Pr Paul AVAN, Laboratoire de Bio-Physique, Clermont-Ferrand

1 - Pour un neurone auditif,

- a) le taux de potentiels d'action par seconde augmente régulièrement quand l'intensité du son augmente de 0 à 120 dB HL

- b) l'intervalle dynamique codé ne dépasse guère 40 dB

- c) le seuil de réponse normal est toujours voisin de 0 dB HL

2 - En ce qui concerne le phénomène de masquage d'un son test pur de fréquence f,

- a) les fréquences supérieures et inférieures à f ont la même efficacité

- b) sa cause unique est que le son masquant produit de l'activité parasite dans les neurones qui codent pour le son f

- c) un son peut être masquant sans être forcément simultané

3 - En ce qui concerne la notion de bande critique,

- a) sa largeur est supérieure à celle du filtre auditif correspondant

- b) sa largeur dépend de l'intensité des sons

- c) un son ne peut être masqué par un autre son présenté dans une autre bande critique

4 - Le phénomène de masquage

- a) a une dimension centrale

- b) ne fait intervenir que les aspects énergétiques du traitement des sons dans la cochlée

- c) est peu perturbé quand la sélectivité fréquentielle cochléaire est dégradée

Réponses :

1 - Pour un neurone auditif,

- b) l'intervalle dynamique codé ne dépasse guère 40 dB

2 - En ce qui concerne le phénomène de masquage d'un son test pur de fréquence f,

- c) un son peut être masquant sans être forcément simultané

3 - En ce qui concerne la notion de bande critique,

- c) un son ne peut être masqué par un autre son présenté dans une autre bande critique

4 - Le phénomène de masquage

- a) a une dimension centrale ■



Comment mieux entendre ?

Nouveauté !

Micro-contour
Motion S
Nouvelle série
300 en Motion
P, M, S, ITE et
Life

Siemens Motion. Le premier appareil auditif rechargeable compatible TV.

Siemens Motion, famille complète d'intra-auriculaires et contours d'oreille, existe maintenant en micro-contour S, petit et discret, équipé du circuit numérique de 6^{ème} génération, rechargeable, compatible Tek pour la connectivité Bluetooth, bouton poussoir avec fonction on/off et changement de programme, adaptation avec coude standard ou tube fin LifeTube. Motion S est décliné en séries 700 (16 canaux), 500 (12 canaux) et 300 (8 canaux).

La série 300, compatible avec Siemens Tek, est également disponible en Motion M, P, Life et ITE. www.siemens.fr/audiologie

Answers for life.*

SIEMENS

* Des réponses pour la vie



series[™]
DRIVE ARCHITECTURE[™]

LA SOLUTION CONFORT FIT



- MOINS présents "physiquement"
- MOINS compressifs
- PLUS ventilés



**OFFREZ A VOS PATIENTS
DES INTRAS PLUS CONFORTABLES !**