



HAL
open science

Exploration objective de l'audition à partir des auditory steady-state responses et adaptation à l'implant cochléaire

Mikaël Ménard

► To cite this version:

Mikaël Ménard. Exploration objective de l'audition à partir des auditory steady-state responses et adaptation à l'implant cochléaire. Micro et nanotechnologies/Microélectronique. Université Claude Bernard - Lyon I, 2008. Français. NNT: . tel-00413409

HAL Id: tel-00413409

<https://theses.hal.science/tel-00413409>

Submitted on 4 Sep 2009

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

Présentée
Devant l'Université Claude Bernard – LYON 1

Pour l'obtention
Du DIPLOME DE DOCTORAT
De

Mikaël MENARD

**EXPLORATION OBJECTIVE DE L'AUDITION A PARTIR DES
AUDITORY STEADY-STATE RESPONSES ET ADAPTATION A
L'IMPLANT COCHLEAIRE.**

Directeur de thèse : Professeur Christian BERGER-VACHON

JURY :

Professeur Marie-Christine HATON	
Professeur Paul AVAN	Rapporteur
Professeur Bruno FRACHET	Rapporteur
Professeur Eric TRUY	
Professeur Hung THAI-VAN	
Professeur Christian BERGER-VACHON	Directeur de thèse
Monsieur Vincent PEAN	

Remerciements :

Je tiens à remercier,

Le professeur Christian Berger-Vachon : Depuis ma licence en GBM vous m'avez apporté votre aide, vos conseils et votre précieux savoir dans tous les domaines qui m'ont permis de mener à bien mes travaux. Merci de m'avoir fait confiance et ouvert les portes qui me permettent aujourd'hui d'exercer dans cet univers si passionnant qu'est l'audiologie et plus largement le SON. Merci enfin pour votre disponibilité et pour le temps que vous avez accepté de me consacrer.

Le docteur Stéphane Gallego sans qui une bonne part de tous mes travaux n'aurait pas été possible. Merci de m'avoir éclairé et enseigné sans retenue sur les nombreux domaines qui font ce manuscrit.

Le docteur Hung Thai-van : pour votre encadrement et vos conseils.

Le professeur Paul Avan et

Le professeur Bruno Frachet : pour m'avoir fait l'honneur de rapporter cette thèse.

Le professeur Lionel Collet : pour m'avoir accueilli au sein de votre équipe, pour vos conseils, votre encadrement, vos orientations et points de vue précieux. C'est avec grande fierté que je retiendrai mon passage au sein de votre école.

Le professeur Eric Truy : pour la mise en œuvre et la mise à disposition de tout ce qui m'a permis de réaliser mes recherches et pour les interventions auxquelles vous m'avez permis d'assister.

L'entreprise Neurélec : pour le contrat CIFRE que vous avez accepté de signer avec moi, me donnant les possibilités techniques et financières de mener à bien mes travaux.

Tous les membres des équipes du laboratoire CNRS à Gerland ainsi qu'à l'hôpital Edouard Herriot de Lyon. Un merci tout particulier à ceux qui m'ont donné le goût à cette recherche, Arnaud Norena, Nicolas Grimault, Barbara Tillman, Evelyne Veuillet, Annie Moulin... des exemples que j'ai suivis.

Un grand merci et toute mon amitié à tous ceux qui ont partagé ces années de travail à mes côtés et bien plus encore.... Ils se reconnaîtront. En particuliers j'aimerais citer :

Idrick Akhoun, Jeanne Guiraud et Fabien Seldran avec qui le Labo C aura été bien plus qu'un labo et avec lesquels les problèmes trouvaient des solutions.

Merci encore à William, Arnaud, Kamel, Géraldine, Etienne ainsi qu'à tous les étudiants que j'ai pu côtoyer et encadrer et qui ont fait avancer mon travail.

Enfin, un merci tout particulier à mes parents, ma petite sœur et ma puce à qui je dédie cette thèse. Sans vous et sans votre soutien ce travail n'aurait pas été le même.

RESUME :

L'objectivation des mesures liées à l'audition est 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 développement et présente de multiples avantages. 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 sur la sonie du sujet et met en évidence le 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*. Cet artéfact rencontré lors de la mesure, nous a amenés à modéliser et analyser le signal émis par l'implant, afin d'en extraire les propriétés utiles à la mesure ASSR. Enfin à l'aide du système de mesure ASSR ainsi développé, nous avons mis en évidence la validité de la mesure ASSR chez l'implanté cochléaire.

Introduction	011
I. Le Système Auditif	012
1. Le système auditif périphérique, antenne et décodeur du son	013
1.1. L'oreille externe	014
1.2. L'oreille Moyenne	014
1.3. L'oreille Interne	015
1.4. Le codage de la fréquence	017
1.5. Le codage de l'intensité	018
2. Les voies Auditives	018
3. Pathologies de l'audition	019
3.1. Origine de la surdité	020
3.2. Intensité de la surdité	020
4. Réhabilitation de la surdité	022
4.1. Appareillage auditif	022
4.2. L'Implant Cochléaire	023
II. Exploration Objective de l'Audition	032
1. Rôle de ces méthodes objectives ?	033
2. Différentes Méthodes, pour différentes mesures	034
2.1. Tympanométrie	034
2.2. Le Réflexe Stapédien	034
2.3. Les Otoémissions	035
2.4. Les Potentiels Evoqués Auditifs	035
III. Les ASSR	038
1. Introduction	039
2. Méthodes et techniques	
2.1. Le stimulus	039
2.2. L'enregistrement	040
2.2.1. <i>Le bruit</i>	042
2.2.2. <i>L'état de vigilance</i>	042
2.2.3. <i>L'âge</i>	043
2.3. Les différents types de stimulation	043
2.3.1. <i>La modulation d'amplitude</i>	043
2.3.2. <i>La multi stimulation</i>	045
2.3.3. <i>La modulation de fréquence</i>	046

2.3.4.	<i>La modulation mixte</i>	047
2.3.5.	<i>La modulation exponentielle</i>	047
2.4.	Influence de l'intensité de stimulation	048
3.	Systèmes de mesure et technique	048
3.1.	Le système MASTER	048
3.1.1.	<i>Les paramètres de mesure</i>	049
3.1.2.	<i>Acquisition et traitement</i>	050
3.1.3.	<i>Evaluation de la significativité de la réponse</i>	050
3.2.	Notre propre système de mesure	051
3.2.1.	<i>La stimulation</i>	052
3.2.2.	<i>L'enregistrement</i>	053
IV.	Les ASSR, un outil d'exploration objective de l'audition	056
1.	Etude n°1 : Seuils Auditifs Objectifs	057
1.1.	Introduction	057
1.1.1.	<i>Audiométrie à 40 Hz</i>	058
1.1.2.	<i>Audiométrie à 80 Hz</i>	058
1.1.3.	<i>ASSR chez l'enfant</i>	059
1.1.4.	<i>ASSR chez le malentendant</i>	059
1.1.5.	<i>Comparaison Seuils ASSR et PEA</i>	060
1.2.	Matériels et méthodes	060
1.3.	Résultats et discussion	061
1.3.1.	<i>Durée d'enregistrement</i>	061
1.3.2.	<i>Seuils audiométriques obtenus</i>	061
2.	Etude n°2 : Influence de la stimulation binaurale	063
2.1.	Introduction	063
2.2.	Matériels et méthodes	064
2.3.	Résultats et discussion	066
2.3.1.	<i>Fréquence de modulation à 20 Hz</i>	066
2.3.2.	<i>Fréquence de modulation de 80 Hz</i>	067
2.3.3.	<i>Influence de la fréquence porteuse</i>	067
2.4.	Conclusion	068
3.	Etude n°3 : Relationship between loudness growth function and ASSR responses in normal hearing subjects. (Article publié)	069
3.1.	Introduction	070
3.2.	Matériel & methods	072
3.2.1.	<i>Subjects</i>	072
3.2.2.	<i>Perceptual measures</i>	072
3.2.3.	<i>Objective measure (ASSR)</i>	073
3.3.	Résultats	073
3.3.1.	<i>Perceptual results</i>	073
3.3.2.	<i>ASSR amplitude</i>	074
3.3.3.	<i>Normalized ASSR amplitude</i>	075
3.3.4.	<i>Normalized ASSR amplitude with noise subtraction</i>	076

3.4.	Discussion	078
3.4.1.	<i>Loudness scaling</i>	078
3.4.2.	<i>ASSR amplitude and stimulus intensity</i>	078
3.4.3.	<i>ASSR amplitude and loudness growth function</i>	079
3.4.4.	<i>ASSR stimulus effects</i>	079
3.5.	Conclusion	080
4.	Etude n°4 : ASSR et fonction de sonie chez le malentendant	081
4.1.	Introduction	081
4.2.	Matériels et méthodes	082
4.2.1.	<i>Sujets</i>	082
4.2.2.	<i>Mesures perceptives</i>	082
4.2.3.	<i>Mesures Objectives</i>	082
4.3.	Résultats et discussion	083
4.3.1.	<i>Données psycho acoustiques</i>	083
4.3.2.	<i>Amplitude ASSR / Intensité de stimulation</i>	084
4.3.3.	<i>Amplitude ASSR / Niveau de sonie</i>	086
4.4.	Conclusion	087
V.	Implant Cochléaire & ASSR	088
1.	Les mesures objectives électriques existantes	089
1.1.	Les potentiels évoqués électriques (PEE)	089
1.2.	La NRT (Neural Response Telemetry)	090
2.	Les ASSR électriques	092
2.1.	Etude n° 5 : Evaluation ASSR & CI (Article Publié)	093
2.1.1.	<i>Introduction</i>	094
2.1.2.	<i>Matériel et Méthode</i>	095
2.1.3.	<i>Résultats et Discussion</i>	097
2.1.4.	<i>Conclusion</i>	100
2.2.	Etude n° 6 : Etude de l'Artefact de stimulation	101
2.2.1.	<i>Modélisation de la stimulation</i>	101
2.2.2.	<i>Outils de mesure ASSR et implant</i>	107
2.2.3.	<i>Mesure directe de l'implant</i>	110
2.3.	Etude n° 7 : ASSR chez le sujet Implanté Cochléaire	114
2.3.1.	<i>Objectifs</i>	114
2.3.2.	<i>Matériel et méthode</i>	114
2.3.3.	<i>Résultats et Discussion</i>	117
2.3.4.	<i>Conclusion</i>	118
	Conclusion & Perspectives	119
	Bibliographie	121
	Annexes	130

L'évaluation objective de l'audition d'un patient sans une quelconque participation de sa part est un objectif essentiel dans la réhabilitation auditive. En particulier, chez le nouveau né où la privation de stimulation auditive durant les premières années de la vie peut avoir de lourdes conséquences dans l'apprentissage de la parole. La recherche s'est donc intéressée au diagnostic précoce de la surdité et par là même à la mise en place de méthodes objectives.

La méthode des Auditory steady-states responses (ASSR) ou Potentiels évoqués auditifs stationnaires et multiples (PEASM), fait partie de ces méthodes objectives permettant l'évaluation des seuils auditifs d'un patient. Elle offre de multiples avantages sur les méthodes concurrentes. Mais cette méthode permet également beaucoup plus que la « simple » évaluation de seuil auditif, en se révélant être un véritable outil d'exploration de l'audition. De plus, transposée à l'implant cochléaire cette méthode peut devenir un élément important apportant de nombreuses informations utiles au réglage. Avant cela il faut étudier la validité de cette mesure chez l'implanté et mettre en place les outils nécessaires.

Au travers des différentes études présentées dans ce mémoire, nous explorerons les possibilités et performances offertes par cette méthode ASSR.

- Nous ferons tout d'abord le point sur le rôle et les différentes méthodes objectives existantes ainsi que les particularités de la méthode ASSR.
- Nous détaillerons deux systèmes permettant cette mesure grâce auxquels nous avons réalisé les études suivantes.
- Ces études comme nous le verrons mettent en avant les bonnes performances de la méthode ASSR mais élargissent également ses possibilités en faisant d'elle un outil d'exploration de l'audition.
- Nous étudierons enfin la possibilité de réaliser la mesure ASSR chez le sujet implanté cochléaire avec l'étude de l'artéfact de mesure lié à la stimulation de l'implant, la réalisation d'un système inédit de mesure ASSR sur l'implant et les premiers résultats chez des sujets implantés.

Mais avant de rentrer dans le cœur de la problématique, il convient de rappeler quelques notions essentielles, nécessaires à la compréhension des différentes études.

Le Système Auditif

I – 1. Le système auditif périphérique, antenne et décodeur du son.

Pour évaluer notre monde, notre corps comporte 5 sens. Chacun d'eux permet de « capter » un élément, phénomène physique de notre environnement. Le système auditif collecte et transforme les sons ou vibrations acoustiques en sensations auditives comme autant d'indices permettant d'appréhender et évaluer notre environnement. Un simple objet tombant au sol crée une vibration. Celle-ci se propage dans l'air comme le feraient les vagues générées par une goutte de pluie tombant à la surface de l'eau, à la vitesse de 340 mètres par secondes.

Notre ouïe nous permet de capter, comme le ferait une antenne, ces sons et les transmet à notre cerveau qui tirera les informations utiles. Celles-ci peuvent être de différents ordres.

- 1. Alerte. Un klaxon dans la rue, la sonnerie d'un téléphone portable ...
- 2. Environnement. Le vent dans les arbres, Le bruit de la ville....
- 3. Communication. La parole....
- 4. Plaisir. La musique....

L'oreille est la première étape dans le traitement de cette information acoustique. On peut la décomposer en trois parties distinctes : externe, moyenne et interne ayant chacune un rôle précis (Figure n°1).

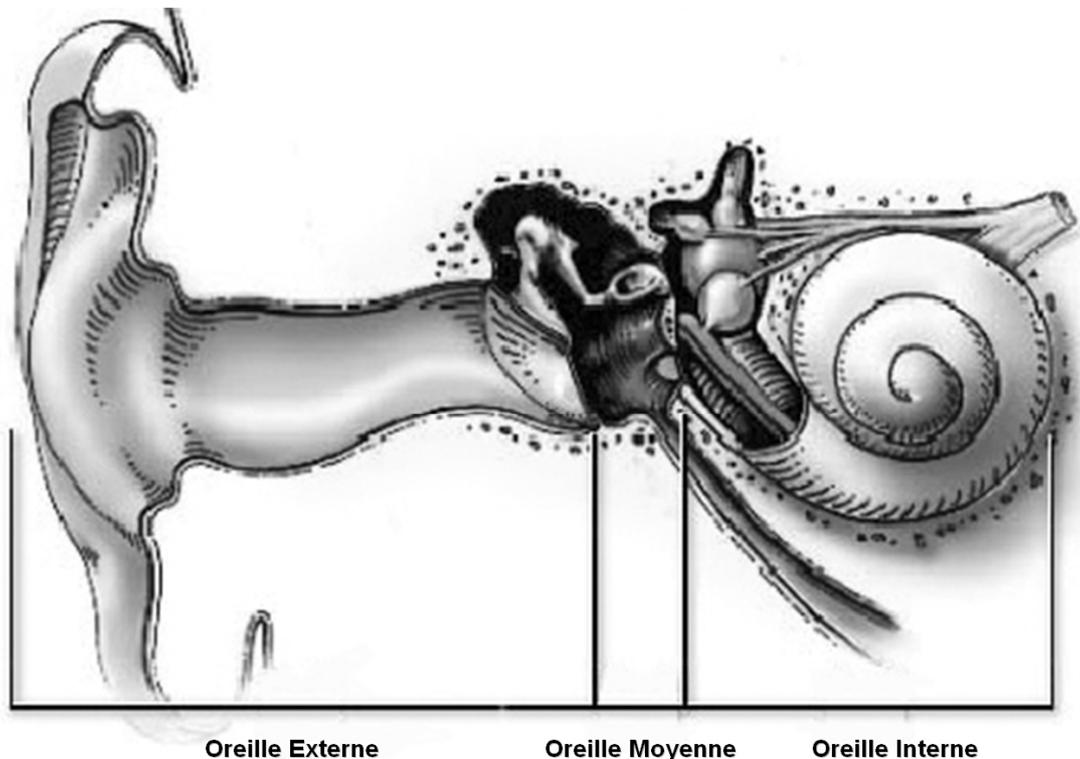


Figure 1.
Vue d'ensemble de l'Oreille Humaine (oreille Externe, Moyenne, Interne)

I – 1.1. L'oreille externe.

L'oreille externe a pour rôle de capter les sons extérieurs et de les transmettre vers l'oreille moyenne. Elle est formée par le pavillon et le conduit auditif externe. Le pavillon, partie visible de l'oreille permet de capter et de canaliser les ondes sonores vers le conduit auditif. Sa forme privilégie les sons provenant de face et crée un effet de masquage fréquentiel sur les sons venant de l'arrière du crâne, jouant par là même un rôle important dans la localisation de la source sonore (Rice et coll., 1992). Le conduit auditif dirige les ondes jusqu'au tympan. Il se présente sous la forme d'un petit tuyau pouvant aller de 0,5 à 1 cm de diamètre et de 2 à 4 cm de longueur, creusé dans l'os temporal. Il joue également le rôle de pré-filtre.

I – 1.2. L'oreille moyenne.

L'oreille moyenne, ou caisse du tympan, est composée du tympan, de la chaîne des osselets (marteau, enclume et étrier), des fenêtres ovale et ronde ainsi que de la trompe d'Eustache. Elle communique avec l'oreille externe par le tympan qui vibre en fonction de l'onde acoustique transmise. Cette vibration est véhiculée par la chaîne ossiculaire jusqu'à la fenêtre ovale.

L'oreille Moyenne assure trois rôles principaux :

- Transmettre et transformer les vibrations acoustiques aériennes en une variation de pression dans l'oreille interne par la vibration des fenêtres ronde et ovale.

- Réaliser une adaptation d'impédance du signal. Deux principes sont mis en jeu. D'une part l'effet « bras de levier » formé par les osselets et d'autre part le rapport de surfaces entre le tympan d'un côté et la fenêtre ronde de l'autre (Figure n°2).

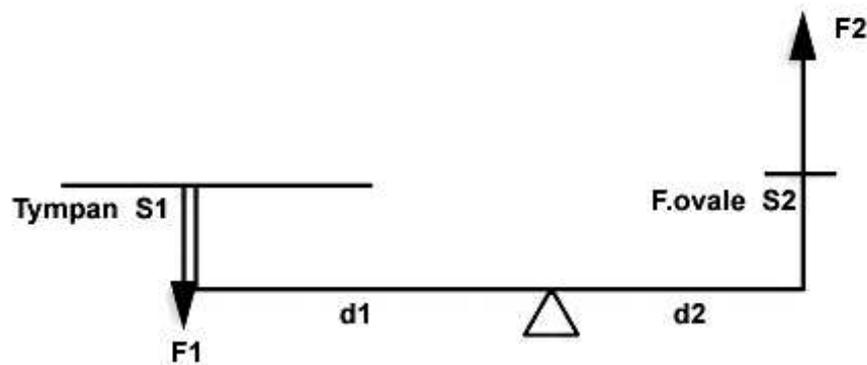


Figure 2.
Schéma des rapports d'amplification de l'oreille moyenne.

La force F2 appliquée en sortie de l'oreille moyenne est exprimée en fonction du rapport des surfaces S1 (tympan) et S2 (fenêtre ovale), du rapport réalisé par le levier entre d1 et d2 et du signal F1 d'entrée.

$$F2 = F1 * (S1/S2) * (d1/d2) = F1 * 26$$

- Protéger l'oreille interne des sons d'une intensité trop grande. Pour cela, « le réflexe stapédien » entraîne la contraction des muscles reliés à l'étrier, limitant alors la vibration des osselets et donc l'intensité du signal transmis.

- Filtrage passe haut, permettant de favoriser le spectre de la voix.

I – 1.3. L'oreille interne.

L'oreille interne située dans le rocher a plusieurs rôles. Elle contient les organes de l'équilibre et de l'audition. C'est ce dernier que nous allons décrire par la suite.

La cochlée assure la conversion du signal acoustique provenant de l'oreille moyenne en un signal électrique qui est ensuite véhiculé par le nerf auditif jusqu'au cortex. En numérique, afin qu'un signal soit traité, il faut passer par un convertisseur Analogique/Numérique. Ici après le préfiltrage réalisé par l'oreille externe et moyenne ainsi qu'une « adaptation » de l'intensité pour ne pas avoir de « saturation », la cochlée réalise une conversion Analogique/Signal nerveux. Ce codage complexe réalisé par l'oreille interne va permettre de décomposer l'information sonore en deux composantes principales : la fréquence et l'intensité.

La cochlée, ou limaçon, est une cavité osseuse de 3 cm de long, enroulée sur elle-même en deux tours et demi rappelant la forme d'une coquille d'escargot. Elle se compose de la fenêtre ovale et de la fenêtre ronde, qui permettent la mise en mouvement des fluides, ainsi que de deux rampes et d'un canal. La rampe vestibulaire part de la fenêtre ovale jusqu'à l'apex de la cochlée où débute la rampe tympanique jusqu'à la fenêtre ronde. Entre ces deux rampes se trouve le canal cochléaire séparé de la rampe vestibulaire par la membrane de Reissner et de la rampe tympanique par la membrane basilaire. C'est sur cette dernière membrane qu'est situé l'organe de Corti, siège des cellules ciliées (Figure n°3).

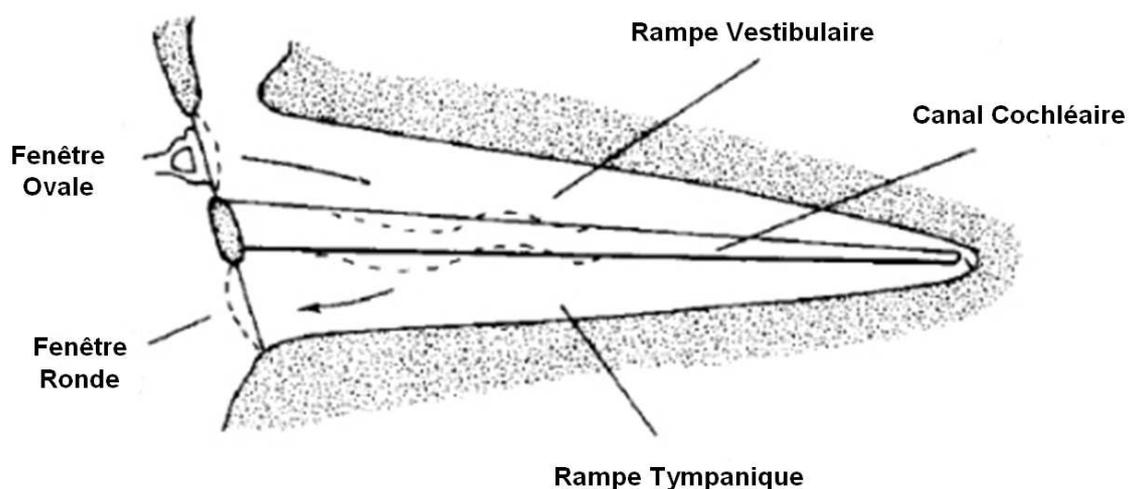


Figure 3.

Schéma illustrant les vibrations dans le conduit cochléaire déroulé (Pickles, 1982).

L'organe de Corti, situé sur la membrane basilaire permet la transduction de l'énergie du son convoyée par l'onde vibratoire en activité neurale dans le nerf auditif grâce aux cellules ciliées internes (CCI). On compte environ 3500 cellules ciliées internes par oreille (Goldstein, 1984) ainsi que 12500 cellules ciliées externes (CCE) (trois rangées).

Les vibrations de l'étrier sont transmises à la cochlée par l'intermédiaire de la fenêtre ovale. Celle-ci par son déplacement entraîne la mise en mouvement du liquide interne de la cochlée à la fréquence de vibration. Ces vibrations vont alors déplacer la membrane au point de résonance située au-dessus des cellules ciliées qui va alors venir en leur contact et entraîner une décharge électrique des cellules ciliées internes (Tonotopie Passive décrite par Békésy, prix Nobel en 1930).

Les cellules ciliées externes jouent quant à elles un rôle d'amplification sélective. En effet ces cellules sont solidaires de la membrane tectoriale et ont la particularité d'être contractiles. Lorsqu'elles sont stimulées par voies efférentes (contrairement aux cellules ciliées internes qui elles, envoient des données par voies afférentes) la membrane tectoriale est rapprochée de la membrane basilaire et facilite donc sa mise en contact avec les cellules ciliées internes. Ces cellules externes jouent donc le rôle d'amplificateur cochléaire expliquant alors la grande sensibilité du système (Kemp, 1978), mais elles n'ont, par contre, pas de rôle sensitif.

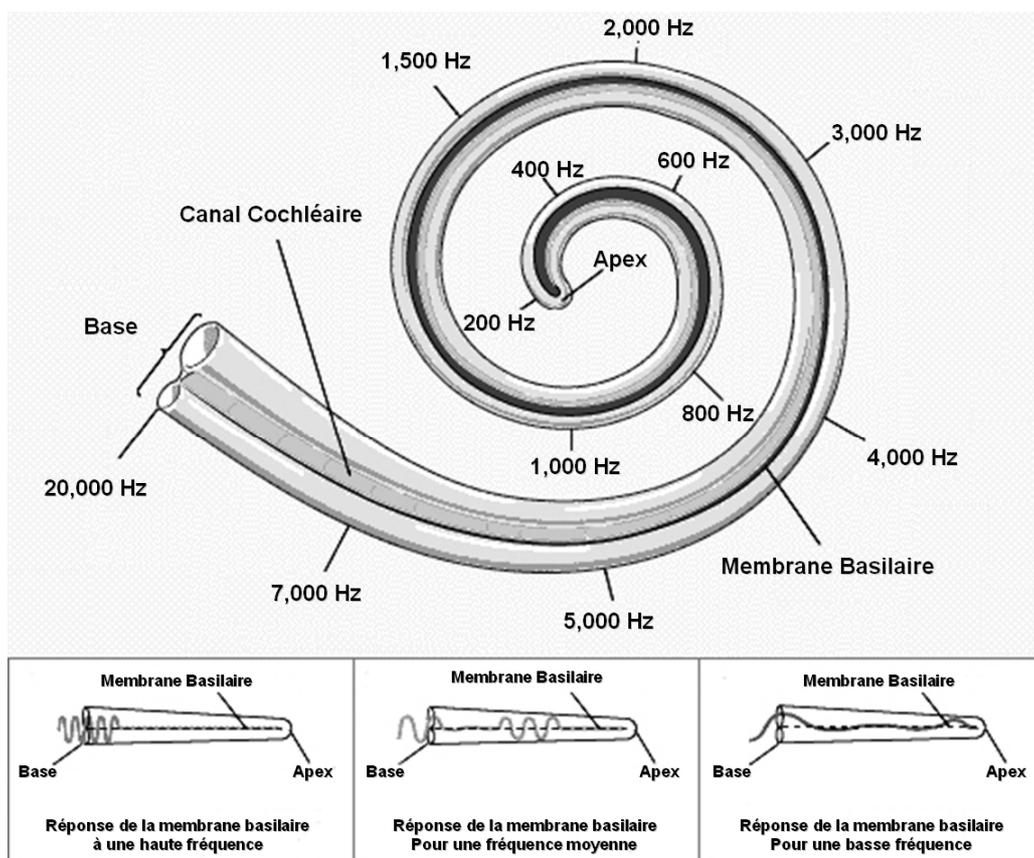


Figure 4.

Organisation tonotopique de la cochlée et réponse de la membrane basilaire à différentes fréquences de stimulation. Les hautes fréquences font vibrer uniquement la partie basale de la cochlée. Les basses fréquences quant à elles, entraînent une vibration vers l'apex.

I – 1.4. Le codage de la fréquence.

La cochlée est sensible aux fréquences de 20 à 20000 Hz. En fonction de la fréquence du son en entrée, une zone particulière de la cochlée va être stimulée. Cela est rendu possible par la structure de la membrane basilaire ainsi que par la propagation de l'onde dans le milieu liquidien de la cochlée (Figure n°4). Ainsi, pour un son aigu de haute fréquence, c'est la base de la cochlée qui est principalement excitée alors que pour un son grave de basse fréquence l'onde va se propager jusqu'à l'apex de la cochlée. On a donc un codage tonotopique spatial de la fréquence au sein de la cochlée permettant la discrimination des fréquences qui peuvent être « cartographiées » (Greenwood, 1990) sous forme de bandes de fréquences (35 bandes Barks).

En plus de ce codage tonotopique de la fréquence, il existe également un codage temporel. Ces deux mécanismes agissent de concert afin de retranscrire les caractéristiques du son. Ce codage temporel appelé « phase locking » se traduit par une synchronisation de la décharge des fibres nerveuses sur la fréquence à coder. Pour des basses fréquences les fibres nerveuses déchargent suffisamment rapidement pour suivre ces variations et elles se synchronisent donc sur celles-ci. En dessus d'une certaine fréquence le nerf auditif ne peut soutenir la rapidité imposée pour ce type de codage. En ce sens les deux types de codage trouvent leur complémentarité.

Chaque groupe de fibres auditives codant une même fréquence a donc une spécificité en fréquence (codage d'une fréquence particulière) et peut synchroniser sa vitesse de décharge sur une fréquence plus lente codant par la même les variations temporelles d'amplitude de cette fréquence spécifique.

Ce type de codage se révèle particulièrement adapté au codage de la voix humaine. En effet, la voix se compose d'une fréquence fondamentale et de plusieurs formants. La fréquence fondamentale spécifique à chacun varie suivant le sexe et l'âge (entre 100 et 150 Hz chez l'homme, entre 200 et 300 Hz chez la femme et entre 300 et 400 Hz chez l'enfant). Les formants sont créés par les obstacles et formes particulières du système pharyngo-buccal qui créent des résonances différentes suivant les sons que l'on souhaite produire. Les deux premiers formants sont principalement utilisés afin de définir les différentes voyelles. On se retrouve donc avec des formants, codés tonotopiquement dans la cochlée, modulés en amplitude par la fréquence fondamentale codée quand à elle par « phase locking ». Les consonnes étant quant à elles, classées en différentes catégories : explosives, occlusives.... Elles portent les événements transitoires dans la parole (Figure n°5).

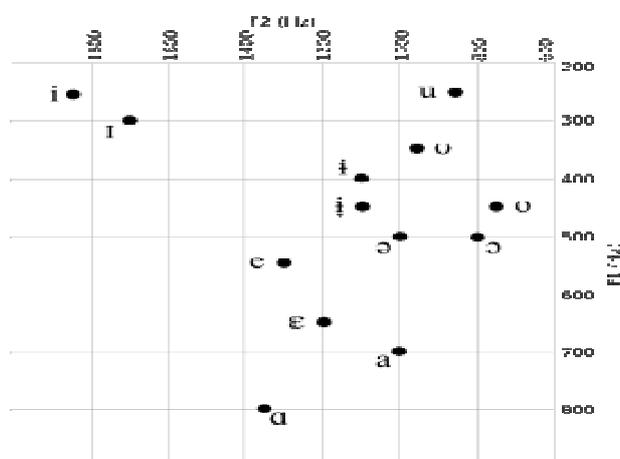


Figure 5.

Représentation biformantique des voyelles orales du français.

I – 1.5. Le codage de l'intensité.

Nous venons d'analyser les moyens que possède le système auditif pour parvenir à coder la fréquence ou hauteur d'un son. L'autre caractéristique essentielle du son est son intensité. Notre audition dispose également de plusieurs moyens de codage afin de retranscrire l'intensité d'un son.

A chaque fréquence correspond un certain nombre de fibres nerveuses. Chacune de ces fibres peut avoir un taux de décharge variable. Ce taux est fonction de l'intensité de la stimulation à coder. Mais, à lui seul, ce type de codage ne suffit pas à transcrire la dynamique complète correspondant au champ d'intensité audible et discriminable de l'audition humaine (Viemeister, 1983, 1988). D'autres mécanismes interviennent donc.

A chaque fréquence correspond une population de fibres et non une seule fibre. La synchronie au sein de cette population est un facteur permettant d'étendre cette dynamique d'intensité. En effet au sein de cette population, les neurones peuvent répondre de façon plus ou moins synchronisée et entraîner par là même un type de codage traduit par le cortex comme un indice relatif à l'intensité du stimulus.

Lieberman (1978) a montré qu'il existait également au sein de cette population différents types de fibres, chacune ayant un seuil d'activation différent.

D'un point de vue mécanique, on peut mettre en évidence un autre mécanisme de codage de l'intensité plus complexe. Pour de faibles intensités la zone cochléaire activée est « courte » et précise, centrée sur la fréquence stimulée. Cela est rendu possible par la faible vibration générée, ainsi que par l'activité des CCE. Pour des intensités plus fortes (> 60 dB HL), les CCE ne jouent plus de rôle, elles sont saturées et la vibration transmise dans la cochlée est beaucoup plus ample et large. Celle-ci va entraîner l'activation des CCI spécifiques à la fréquence à coder mais également les CCI des zones fréquentielles adjacentes à celle-ci. Toutes ces fibres, même non spécifiques, vont avoir une décharge synchronisée et interprétée par le cortex, comme un seul et même flux. Ce pattern d'activation et sa largeur jouent un rôle important dans le codage de l'intensité du son (Zwicker & Scharf, 1965).

I – 2. Les voies auditives.

L'organisation des voies auditives est représentée sur la figure 6 ; elle comporte plusieurs relais étagés entre l'oreille et le cortex cérébral. A chaque relais, le nombre de fibres partant vers le cerveau est multiplié par dix. On débute avec 30 000 fibres au départ de la cochlée pour arriver à 1 000 000 au cortex cérébral. Plus on monte dans les « étages », plus le signal auditif est intégré et plus le signal diminue en fréquence. Le système auditif, fonctionne comme un filtre passe bas de plus en plus fin au fur et à mesure que l'on approche du cortex. Mais l'information n'est pas « filtrée » et perdue, elle est intégrée comme l'est l'information fréquentielle grâce à la tonotopie cochléaire. De plus, il y a des échanges à chaque étage entre les voies (droite et gauche). La recherche s'intéresse fortement à leur influence sur le traitement du signal car leur rôle ne se limite pas à une simple transmission.

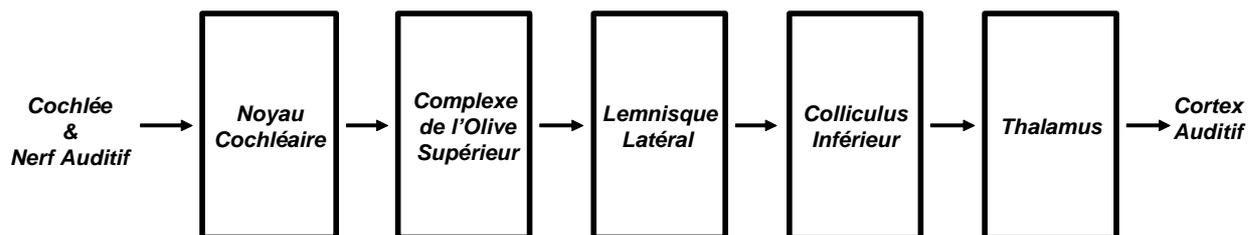


Figure 6.
Relais sur les voies auditives.

À partir de la cochlée, les fibres afférentes qui constituent le nerf auditif arrivent au noyau cochléaire. Celui-ci, a, entre autre, le rôle de distribuer l'information aux centres nerveux supérieurs et d'améliorer par un phénomène d'inhibition les contrastes relatifs à l'intensité du son codé. L'information auditive remonte ensuite jusqu'au complexe de l'olive supérieure. Ce relais, est le premier à recevoir des données convergentes des deux cotés (droite, gauche). À ce niveau sont analysées, les différences interaurales, d'intensité, de fréquence mais aussi temporelles. Le complexe de l'olive supérieure est également le siège du codage des informations temporelles des sons complexes (Kulesza et coll., 2003). Le lemnisque latéral qui reçoit l'information joue un rôle dans la localisation spatiale du signal auditif. C'est au niveau du colliculus inférieur que des comparaisons sont effectuées entre plusieurs modalités sensorielles, notamment avec la vue. Le colliculus inférieur joue également un rôle d'analyse des sons en terme de niveau sonore, de variation de fréquence et de position dans l'espace. Il transmet de l'information à la fois aux niveaux supérieurs, mais aussi aux niveaux inférieurs. Le thalamus est le dernier relais avant l'entrée dans le cortex pour à peu près toute l'information sensorielle, qu'elle soit auditive, visuelle ou somatosensorielle. Les différentes ramifications créées au cours de cette intégration gagnent enfin le cortex auditif primaire et les aires associatives où le son prend son sens. Il faut noter que la complexité du cheminement de l'information est bien plus importante et pas encore complètement connue.

1 – 3. Les pathologies de l'audition.

La perte auditive se caractérise par une baisse de l'acuité auditive ayant pour conséquence une altération de la perception de l'intensité des sons. Elle peut également entraîner une perte totale de l'audition, on parle alors de cophose. En France, cinq à six millions de personnes sont malentendantes. Cela touche toutes les catégories d'âges. Les personnes âgées étant les plus atteintes par ces troubles du fait du vieillissement des cellules ciliées. Mais si l'on regarde l'incidence de la surdité chez le nouveau né, on se rend compte que ce facteur est de 1,4 pour 1000. Or en France, le nombre de naissances par an est d'environ 760000, ce qui nous donne environ 1000 enfants sourds par an.

Les pertes auditives peuvent être classées suivant deux catégories : Les pertes de transmission et les pertes de perception.

I – 3.1. Origine de la surdité.

On dit qu'une perte auditive est de transmission lorsqu'elle touche l'oreille externe ou moyenne. Dans ce cas le transfert du signal auditif vers l'oreille interne se fait mal et entraîne une atténuation plus ou moins forte de l'information.

Il existe différentes causes relatives à ce type de pertes.

Au niveau de l'oreille externe, le pavillon ou le conduit auditif peuvent avoir subi au cours d'un accident, d'une infection ou de manière congénitale, une déformation entraînant une baisse de la sensation auditive.

Concernant l'oreille moyenne, le tympan peut avoir subi suite à un traumatisme ou des otites chroniques une perforation, entraînant une diminution de l'intensité du signal transmis. Les osselets peuvent également intervenir dans cette diminution avec le blocage d'un des osselets (otospongiose par exemple). Enfin la trompe d'eustache peut également être obstruée et donc entraîner un mauvais équilibre des pressions provoquant une baisse auditive.

Toutes ces atteintes peuvent être plus ou moins corrigées par des traitements médicaux ou chirurgicaux suivant le type.

I – 3.2. Intensité de la surdité.

La perte auditive est dite de perception lorsqu'elle atteint l'oreille interne ou le système nerveux. Dans ce cas, c'est la transformation ou le transfert de l'information qui est touché. Comme la perte de transmission, elle peut entraîner une baisse de la sensation auditive mais celle-ci peut être différente en fonction des fréquences considérées.

L'origine la plus courante est la destruction des cellules ciliées. Cette perte peut intervenir sur les cellules ciliées externes ou internes (endocochléaire), générant des conséquences différentes. Comme nous l'avons vu précédemment, les CCE jouent un rôle d'amplificateur actif au sein de la cochlée. La perte de ce type de cellules se caractérise donc par une élévation du seuil de perception, mais d'une perception intacte des fortes intensités. On appelle ce phénomène le « recrutement de sonie ». En clair, un son de faible intensité n'est pas perçu ou avec une sensation moindre, alors qu'un son fort reste un son fort. Une atteinte des CCI entraîne quant à elle une diminution de la sensation auditive pour des pertes faibles, pouvant aller jusqu'à la perte totale de sensation auditive dans le cas d'une perte massive. Ces cellules ciliées internes sont en effet responsables de la conversion du signal acoustique en influx nerveux et leur perte influence directement le signal transmis au cerveau. Pour reprendre une analogie, un signal électrique analogique est inutilisable par un processeur sans convertisseur analogique/numérique. Au sein de notre système auditif, les CCI jouent le rôle de convertisseur. Les causes de ce type de perte, sont le plus souvent liées au vieillissement mais aussi parfois à la suite de traumatisme. Dans le cas du vieillissement, on parle de presbycusie. « Elle est à l'audition ce que la presbytie est à la vue ». Elle touche principalement les fréquences aiguës et devient au fil du temps de plus en plus importante et de plus en plus large en fréquence (Figure n°7). Dans le cas d'un traumatisme, cette perte peut être liée à une exposition trop forte ou trop longue à un son.

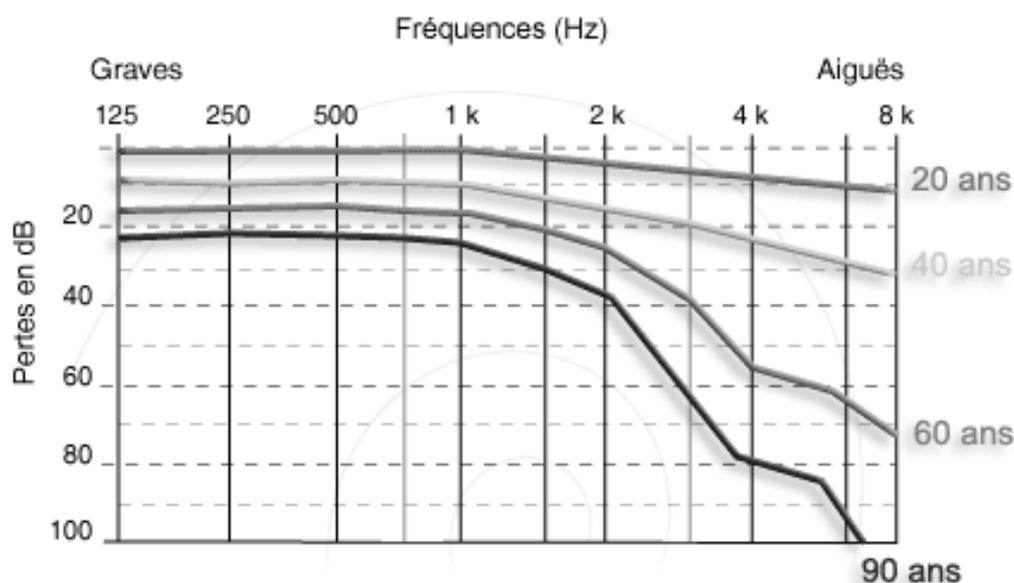


Figure 7.

Pertes auditives de type presbycusie en fonction de l'âge.

Il existe également d'autres sources de pertes de perception comme la maladie de Ménière ou l'atteinte de système nerveux. Ces atteintes des voies nerveuses dites rétro cochléaires, sont dues à la dégénérescence ou à la compression de fibres nerveuses. Les causes peuvent en être le vieillissement ou lors d'une compression, un neurinome.

La perte auditive s'exprime en dB par rapport à une population dite normo entendante. On note ces dB des dB « HL » (hearing loss) à ne pas confondre avec les dB « SPL » (sound pressure level) caractérisant l'intensité « physique » d'une vibration sonore. Cette caractérisation de la perte auditive tient compte des quatre fréquences caractéristiques, 500, 1000, 2000 et 4000 Hz.

En dessous de 20 dB : On considère dans ce cas l'audition comme normale.

Entre 20 et 40 dB : La baisse auditive est légère. Dans ce cas la perte devient gênante pour les sons faibles et souvent pour des sons aigus.

Entre 40 et 70 dB : La perte est moyenne. Elle a pour conséquence une diminution notable de la compréhension de la parole.

Entre 70 et 90 dB : On parle de perte sévère. Dans ce cas, l'audition se limite aux sons forts et la compréhension est très difficile sans appareillage.

Entre 90 et 120 dB : la perte auditive est profonde.

Au-delà de 120 dB : la perte est totale, seules quelques vibrations peuvent encore entraîner une perception sans pour autant que celle-ci soit exploitable.

I – 4. Réhabilitation de la surdité.

Le rôle des aides auditives classiques est de restaurer la communication acoustique à l'aide d'une amplification sélective du signal.

Les fonctions d'une aide auditive classique sont les suivantes (Dillon H., 1996):

- Amplification adaptée du signal,
- Transmission,
- Transfert des informations dans les aires auditives restantes du patient.

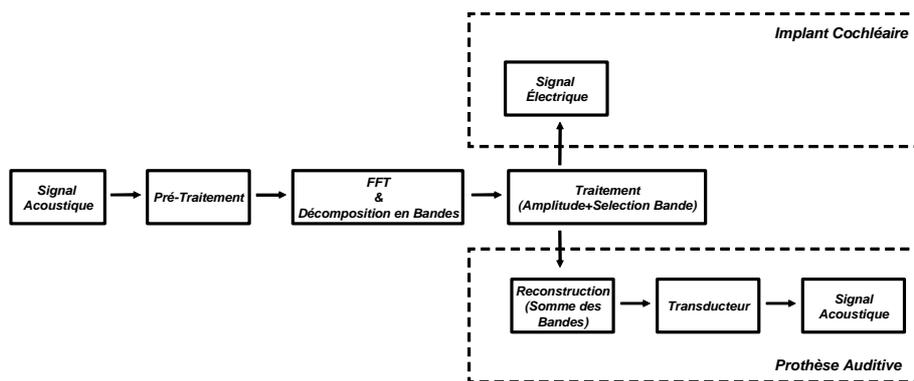


Figure 8.

Les grandes étapes de la correction auditive

Comme nous le constaterons, la prothèse auditive et l'implant présentent de fortes similitudes. La différence étant au niveau de la sortie. La prothèse auditive reconstruit un signal acoustique alors que l'implant regroupe le signal décomposé en fréquence en bandes de fréquences correspondant chacune à une électrode.

I – 4.1. Appareillage auditif.

Le principe fondamental de l'aide auditive est l'amplification adaptée du signal acoustique. Environ 350 000 appareils de ce type sont vendus chaque année en France ce qui représente un marché considérable. Le réglage de ces appareils est confié à des spécialistes formés pour cette tâche, ce sont les audioprothésistes.

Depuis "l'évolution numérique" (Chouard C.H., 1997) les aides auditives numériques ont remplacées les analogiques. Les principes de fonctionnement des aides auditives analogiques sont conservés, mais la correction est plus précise car les filtres sont mieux calibrés et plus linéaires (figure 8). Le signal auditif est décomposé en temps réel en plusieurs bandes de fréquences (dépendent du type d'appareillage) et chaque bande dispose de son propre traitement suivant la perte du patient. Les paramètres de la correction, pour chaque oreille, sont transmis à l'aide auditive par le biais d'une interface reliée à une station de travail. En outre, des procédures de traitement du signal peuvent être intégrées dans le traitement de la prothèse en vue de réduire par exemple le bruit et améliorer le rapport signal/bruit. D'autres procédure sont également implémentées afin de favoriser les fréquences de la

parole lors d'une conversation ou bien encore un spectre de fréquence beaucoup plus large dans le cas d'écoute de musique. Les aides d'aujourd'hui adaptent leur traitement à la situation reconnue et peuvent se synchroniser dans le cas d'une stimulation binaurale afin de faire ressortir les indices de positionnement spatial.

La compression, paramètre essentiel dans la correction auditive, évite que le signal de sortie soit trop fort pour le patient, la perte auditive ne concernant pas les hauts niveaux énergétiques (un son fort pour un sujet normal est aussi fort pour un malentendant). Les bandes spectrales corrigées sont ensuite sommées pour reconstruire le spectre de sortie et les fréquences correspondantes sont reconstruites puis envoyées sur l'écouteur.

La réalisation numérique de cette correction est indiquée sur la figure 9 ; le filtrage est réalisé par des méthodes numériques. A partir du spectre, il est aisé de reconstruire le signal acoustique, comme nous l'avons vu plus haut.

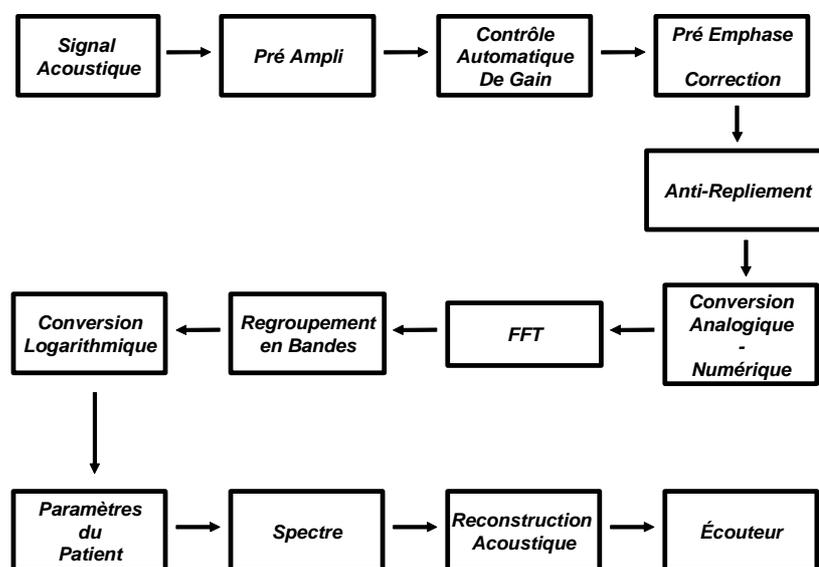


Figure 9.

Schéma d'une aide auditive numérique.

La pré-amplification réalise le filtrage passe-bande correspondant à l'oreille externe. La pré-emphase correspond au filtrage passe-haut de l'oreille moyenne. Le filtre anti-repliement est obligatoire compte tenu des méthodes numériques. La conversion logarithmique tient compte de la sensibilité de l'oreille. Le spectre calculé par la FFT est ensuite adapté à la perte du patient. La reconstruction acoustique finale est l'œuvre d'une TFI (transformation de Fourier inverse)).

I – 4.2. L'implant cochléaire.

L'implant cochléaire : comment et pourquoi cela marche ?



Stéphane Gallego
Docteur en Neurologie,
Audiorésisteur, gyn.
E-mail : sgallego@orange.fr



Ibrahim Akhoun,
Professeur émérite,
Christien Berger, Victor
Docteur Hung Thai-Ven,
Professeur Eric Truy,
Hôpital Edouard Bellet,
jardinier (il s'en va chez Orl).



Professeur
Lionel Collin
Professeur en médecine
et en Neurosciences,
Président de l'Association de Lyon

Historique

L'implant cochléaire est un appareillage destiné aux personnes souffrant de surdité neurosensorielle profonde à totale non appréciables avec une aide auditive classique. Il vise à induire des sensations auditives, en stimulant directement le nerf auditif (VIII) au moyen d'une vingtaine d'électrodes implantées chirurgicalement, et dont la séquence de stimulation issue du stimulus est réglée en s'inspirant du mode de fonctionnement du cœdre neural. Malgré les irritations de la vingtaine d'électrode vis-à-vis des 3000 cellules ciliées internes d'une personne normo entendant, l'implant cochléaire est suffisant pour restituer la parole intelligiblement (mais pas la musique).

On connaît depuis longtemps l'existence de liens entre l'électricité et l'audition. Dès la fin du XVIII^e siècle, Volta avait remarqué qu'en mettant une différence de potentiel, d'une cinquantaine de volts entre ses deux oreilles, il percevait une espèce de chuintement. Cette expérience, qui traitait l'inconscience, ouvrait sans le savoir, un chapitre très important des relations entre la science et la santé.

Par la suite, autour de l'année 1930, Stevens à Boston et Garner en IRSS ont décodifié des sensations auditives chez des sujets sourds, en reproduisant (avec des tensions nomades) l'expérience de Volta.

L'article de référence dans la discipline, date de 1957. Il est l'œuvre des Français Djouma et Erytes dans la Presse Médicale (1957). Les auteurs avaient produit une sensation

auditive chez un sujet sourd en lui implantant une bobine délivrant sur la cochlée une tension électrique alternative. Il était donc possible de passer en transcriture, une information depuis le milieu extérieur vers l'organe sensoriel de l'ouïe. Néanmoins, les résultats qu'ils avaient obtenus étaient d'une qualité tellement mauvaise qu'ils ne dépassaient pas le domaine de l'anecdote.

Reprise aux Etats-Unis, la technique allait connaître un nouvel essor, notamment avec les travaux de House à Los Angeles qui réalisa le premier implant cochléaire portable et obtint l'agrément de la FDA (Food and Drugs Administration). Ensuite le premier congrès était organisé sur ce thème en 1973 à San Francisco. Il réunissait les chirurgiens et scientifiques interpellés par la question.

Peu de temps après (1974), le professeur Chouard à l'hôpital St Antoine de Paris réalisa la première implantation en France et il prenait place parmi les pionniers de la discipline.

Une date importante est à retenir avec la travail de Clark à Melbourne (1979) qui érigent un principe fondamental considéré comme un dogme : *l'implant cochléaire doit transmettre les éléments qui caractérisent la phonation*. Ces éléments sont classiquement le fondamental laryngé et les formants. Ceci a conduit à l'implant cochléaire Nucleus (Cochlear, Ltd) qui est toujours le plus diffusé sur la planète, notamment grâce à la structure commerciale et l'assistance technique mise en place sur tous les continents, par la société Cochlear. Cette petite merveille technologique, parfaitement adaptée aux possibilités

de l'électronique de 1980, a ensuite été remise en cause pour revenir au codage classique du spectre de la voix en bandes de fréquences distinguées dans l'oreille. Ce principe a été beaucoup décrié, notamment par l'école française du professeur Chouard et du physiologiste Mc Leod et cela dès 1974.

Ce n'est toutefois qu'au début des années 80, et des travaux Français et Autrichiens, que la technologie permit de concevoir l'implant cochléaire comme un appareil utilisable en routine clinique. Ces vingt-cinq dernières années, les progrès technologiques constants engendrés par la miniaturisation des composants électroniques ont permis d'optimiser l'implant cochléaire. Les versions actuelles permettent dans la majorité des cas au patient de comprendre la parole et de communiquer normalement en utilisant l'implant seul, si l'environnement n'est pas trop bruyant. Certaines personnes complètement sourdes auparavant arrivaient même à utiliser le téléphone.

Toute personne dont la surdité neurosensorielle est liée à une non fonctionnalité des cellules ciliées de la cochlée, et dont l'état du système auditif afferent est fonctionnel, peut être candidat à l'implantation cochléaire. C'est en particulier le cas des très jeunes enfants. En effet, l'implantation est d'autant plus efficace que la surdité est dépitée tôt : l'idéal étant que l'enfant aie accès aux informations auditives pendant l'acquisition du langage. Mais ceci n'eva pas sans poser des problèmes éthiques. Et même s'il fut un temps décrié par certains car perçu comme un risque d'attachement de l'enfant contre son gré à la communauté sourde, cet appariel s'est récemment imposé comme une alternative efficace et sûre au handicap lié à la surdité profonde.

En France, le premier implant cochléaire non expérimental fut posé à l'Hôpital Saint-Antoine par le Pr Chouard en 1974. Aujourd'hui, 1000 implants cochléaires sont posés chaque année dans une vingtaine de centres, 80000 personnes sont appareillées avec un implant de par le monde.

Comment ce faisceau d'électrodes peut-il rétablir l'audition et quel impact a-t-il sur les performances auditives des patients ?

Fonctionnement technique de l'implant

Dans l'audition normale, le rôle de la cochlée est de convertir les sons transmis par le tympan et la chaîne des osselets, en signaux électriques ancrés dans le cerveau par le nerf auditif. L'oreille interne a pour propriété d'analyser l'onde acoustique et de la distribuer le long de la cochlée, en fonction de la fréquence qui est décodée par la membrane basilaire.

La réhabilitation des surdités de perception profonades bilatérales est aujourd'hui possible grâce à l'implant cochléaire multicanaux. Son principe repose sur la stimulation électrique du nerf auditif pour court-circuiter la cochlée défective. Le cerveau doit alors percevoir, ou réapprendre à décoder ce nouveau message sonore.

L'implant cochléaire est un faisceau d'une vingtaine d'électrodes réparties le long de la cochlée qui stimule directement le nerf auditif avec une séquence d'impulsions électriques. Cette séquence d'impulsions est directement déduite du son capté par le microphone externe par l'intermédiaire d'une stratégie de codage. Cette stratégie de codage est gérée par le processeur vocal de l'épandeur, et répartit l'information du son sur les électrodes en se basant sur le codage spectral. Toute l'efficacité de l'implant est directement liée à celle de la stratégie de codage ainsi qu'à la qualité de l'interface bioélectrique (électrode-neurone), lesquelles ont beaucoup évolué ces dernières années (Zeng, 2004 pour une revue).

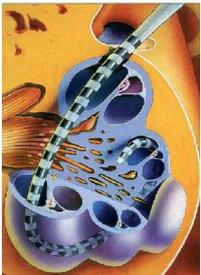


Figure 1 : Schéma de principe de l'insertion d'un porte électrode droit dans la cochlée. Les électrodes viennent stimuler le module ou les dendrites qui s'y projettent. Le fil de l'implant (l'anatomie osseuse de la cochlée est guidé par un gradient tonotopique fréquentiel). L'électrode la plus basse produit une sensation aiguë, l'électrode la plus profonde produit une sensation grave.

L'implant cochléaire cherche à reproduire ce mécanisme. Il est composé de deux parties :

La partie interne : l'implant à proprement parler est un petit boîtier mis en place chirurgicalement derrière l'oreille et sous la peau. Il reçoit les informations du processeur externe et les distribue sur un ensemble d'électrodes insérées dans la cochlée. Comme sur le clavier d'un piano, chaque électrode correspond à une bande de fréquences du signal sonore (des fréquences graves aux fréquences aiguës).

L'implant est constitué d'un boîtier étanche et biocompatible en céramique et/ou en titane qui contient l'électronique de stimulation, une antenne de réception des informations externes ainsi qu'un aimant de maintien de l'antenne externe.

Les électrodes de stimulation sont montées sur un porte électrodes. L'ensemble est articulé, ce qui facilite le geste chirurgical.

Toutes les précautions ont été prises pour garantir la sécurité à long terme de la stimulation :

- Grande surface de stimulation afin de diminuer la densité de courant
- Couplage capacitif pour supprimer les courants résiduels
- Electrodes massives et soudure protégée par le silicone pour une fiabilité optimale



Figure 2 : Exemple d'implant cochléaire de la marque Advanced Bionics. Les électrodes sont placées sous la peau et du côté électrode (partie du haut) insérées dans la cochlée. Cet implant recueille les informations envoyées par la partie externe (reliée grâce à l'aimant ; disque sombre) à travers l'antenne (cerclé en cuivre). Ces informations sont destinées à stimuler les électrodes.

La partie externe. L'implant ou encore le processeur est un contour d'oreille ou un petit boîtier déporté qui traite le son ambiant capté par un microphone placé sur le pavillon de l'oreille. Le traitement du signal sonore réalisé par le processeur est entièrement numérique. La stimulation est alors transmise à l'implant par radiofréquence qui franchit la barrière cranienne dans les cheveux. Le processeur externe est dissimulé dans les cheveux. Le processeur externe est alimenté par un bloc accumulateur rechargeable ou des piles zinc-air suivant le modèle. L'antenne externe émettrice est maintenue en regard du récepteur implanté grâce à un aimant à force réglable.

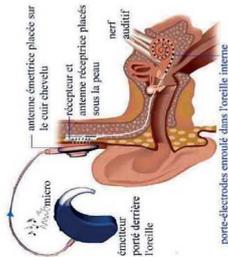


Figure 3 : Vue d'ensemble de l'implant cochléaire Digisonic SP de Neurelec. La partie externe est constituée d'un boîtier qui capte les sons par l'intermédiaire du microphone et traite un traitement électrique. La partie interne est mise en place chirurgicalement, et la partie externe qui gère le traitement du signal peut être reprogrammée en fonction de l'évolution de l'audition du patient ou des avancées technologiques.

Le signal est ensuite reçu et démodulé par la partie interne. Les différentes fréquences sont détectées et l'énergie correspondante est distribuée sur les électrodes réparties le long de la cochlée, pour simuler le phénomène physiologique observé sur une cochlée normale.

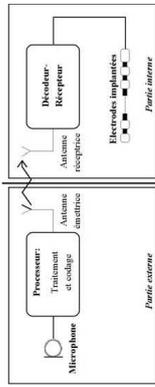


Figure 4 : Représentation synoptique du fonctionnement de l'implant cochléaire, décrit fig.3. L'ordre de stimulation qui en résulte est ensuite envoyé à la partie interne (fig.2) à travers la liaison magnétique de l'aimant. Il s'agit d'une liaison radiofréquence. Les électrodes correspondantes stimulent alors le nerf auditif après une séquence qui correspond aux caractéristiques acoustiques du son.

Le son est capté par le microphone externe, il est très amplifié avec contrôle automatique de gain, puis il est traité dans le Digital Signal Processor (DSP) de la partie externe (généralement un contour d'oreille) ou il est transformé en séquence d'impulsions pour les électrodes correspondantes. Il est ensuite décomposé selon l'énergie contenue dans les bandes spectrales réparties sur la gamme utile de l'audition. Puis cette énergie est compressée pour que la dynamique acoustique soit adaptée à la dynamique électrique des terminaisons du nerf auditif arrivant sur la cochlée. Pour chacun des canaux, une impulsion électrique issue de la compression logarithmique. Un séquenceur permet de construire un jeu d'impulsions séquentielles représentant l'énergie détectée dans les n canaux. Cette information, tout comme l'énergie nécessaire à la stimulation électrique est transmise par antenne à la partie interne via liaison RadioFréquence. Chaque électrode est dévolue à une bande de fréquences précise correspondant plus ou moins à la tonotopie cochléaire : les plus hautes bandes de fréquences stimulent les électrodes basales et les plus basses fréquences les électrodes apicales. Le courant délivré par chaque électrode est fixé à partir des seuils auditifs (seuil de perception - T, et de confort - C) propres au patient. Le signal d'entrée est échématisé, puis une FFT permet de déterminer, à aide de raies, sa structure spectrale. Les raies sont ensuite rassemblées en bandes avant d'attaquer la compression logarithmique. Ce mode de fonctionnement est actuellement le plus répandu.

La stimulation électrique doit opérer le plus localement possible afin de conserver une précision fréquentielle la plus satisfaisante possible, et d'éviter de stimuler des fibres nerveuses qui ne correspondent pas à la bande de fréquence choisie (Van Den Honert & Sypulowski, 1980). Il existe plusieurs façons sensiblement équivalentes de délivrer cette stimulation

électrique pour les électrodes. Afin d'éviter toute électrolyse et que la stimulation ne soit pas invasive, elle doit rester non galvanique (Shepherd & Clark, 1983) : la somme des charges apportées par les électrodes dans la cochlée doivent s'annuler (stimulation biphasique). Dès lors, on peut fixer la masse électrique en dehors du faisceau d'électrodes (stimulation monopolaire), on peut choisir l'électrode voisine comme masse (stimulation bipolaire), ou encore fixer une électrode précise du faisceau et toutes les autres à la masse (stimulation à masse commune).

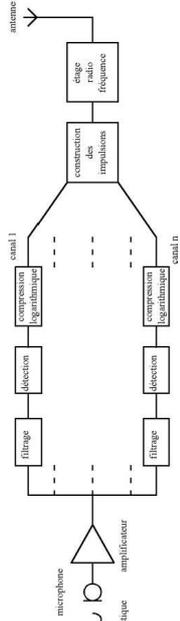


Figure 5 : Représentation synoptique de la partie externe. La transcription du signal acoustique (capté par le microphone) en signal électrique (séquence de pulses destinées à stimuler les électrodes) est gérée par la partie externe de l'implant dans la stratégie de codage. Celle-ci se base sur le principe de la tonotopie cochléaire, et répartit l'information à la dynamique auditive du patient. Ensuite, le signal acoustique est amplifié pour adapter l'amplitude des composantes fréquentielles de l'information à la dynamique auditive du patient. Le signal est décomposé en impulsions maximales sont détectées et compressées de façon à ce qu'il puisse être adapté à la dynamique du patient. Cette information résulte combinée par le séquenceur pour constituer les impulsions, et le signal est transmis à la partie interne à travers l'antenne (étape radio-fréquence).

Les processeurs vocaux

Comment transformer le son capté par le micro en séquence de pulsations électriques sur les électrodes correspondantes ? C'est le rôle (fondamental) de la stratégie de codage réalisée dans les processeurs vocaux situés dans la partie externe de l'implant. L'efficacité de l'implant cochléaire a évolué avec les progrès faits dans les stratégies de codage. Les premiers implants cochléaires dans les années 70 ne comportaient qu'une électrode qui était stimulée avec des trains de pulses à basse fréquence fixée sur F0 (Fourcin et al., 1979). En parallèle, des stratégies de codage analogiques pour l'implant multi-électrode Ineraid visaient à délivrer un courant ininterrompu et directement fonction des sorties des bancs de filtres correspondant aux électrodes : stratégies CA (continuous analog, Edgilton, 1980) et SAS (Simultaneous Analog Stimulation, Kessler, 1980).

Aujourd'hui les stratégies de codages sont basées sur la détection de maxima spectraux et exploitent au maximum la cadence de stimulation qui doit être rapide, mais pas trop pour éviter la fatigabilité des fibres nerveuses et pour s'adapter à leur période réfractaire.

Les stratégies de codage par extraction d'indices vocaux (MPEAK)

Dans les années 80, l'Université de Melbourne a développé l'implant cochléaire multi-électrode, et la stratégie de codage qui fut retenue MPEAK (Patrick et al., 1990 ; Patrick & Clark, 1991) consistait à détecter les caractéristiques propres à la parole dans le son capté par le microphone. Les électrodes étaient stimulées à une cadence correspondant au voisement, ou à 250 pulses par seconde (pps) si aucun voisement n'était détecté. Les 2 électrodes correspondant aux 2 formants étaient stimulées, tout comme les électrodes basales à partir de l'estimation de 3 filtres passe-bande centrés au-delà de F2 (afin de retransmettre certaines consonnes de haute fréquence).

Les stratégies de codage par estimation spectrale (SPEAK, CIS, ACE)

Pareillement, la meilleure façon de retransmettre une intelligibilité maximale de la parole n'est pas de se focaliser sur les paramètres habituels de la parole (F0, formants), mais de faire une estimation spectrale globale et de sélectionner les maxima, sans forcément qu'ils correspondent aux formants. Ceci est d'autant plus le cas s'il s'agit de sons environnements ou de musiques.

La stratégie de type SPEAK (Bellaëff et al., 1994 ; McDermott et al., 1992) a été conçue à cet effet : le son subit une transformation de Fourier, puis le spectre est décomposé en autant de bandes de fréquences qu'il y a d'électrodes disponibles. Les bandes de fréquences les plus énergétiques entraînent la stimulation des électrodes correspondantes (sans forcément qu'il s'agisse des formants, même pour un son de parole). Le nombre de bandes de fréquence retenues peut être réglé en fonction de la sensibilité du patient (autour de 10 maxima sort en général requis). La stimulation électrique est biphasique, la cadence de stimulation est fixée à 250 Pps, et la charge délivrée (amplitude * largeur de l'une impulsion) par la stimulation correspond à l'amplitude de l'enveloppe estimée dans les bandes de fréquences les plus énergétiques.

Lorsque deux électrodes adjacentes déclenchent simultanément, les courants induits dans le nerf auditif peuvent interférer et la qualité de la stimulation en pâtit. La stratégie CIS (Continuous Interleaved Sampling – stimulation intercalée en continu, Wilson et al., 1991) vise à limiter cet inconvénient en stimulant les électrodes les unes après les autres. Toutes les électrodes sont stimulées les unes après les autres. La cadence de stimulation est beaucoup plus élevée que dans les stratégies précédentes : 4000 pps.

La stratégie ACE (Advanced Combination Encoder – encodeur combinateur avancé, Vandell et al., 2000, Cochlear Ltd.) fut développée pour l'implant cochléaire Nucleus (Cochlear Ltd.) et elle combine les caractéristiques de SPEAK et CIS, en stimulant avec une cadence encore plus élevée. Le son est décomposé en une vingtaine de bandes de fréquences (adapté à l'implant Nucleus qui a 22 électrodes) qui se chevauchent partiellement et dont une dizaine de bandes de fréquence d'énergie maximales sont sélectionnées, comme pour la stratégie SPEAK, mais les électrodes sont stimulées les unes après les autres, comme pour la stratégie CIS, avec une cadence pouvant aller jusqu'à 20 000 Pps. Les électrodes stimulent ainsi les fibres nerveuses afférentes du nerf auditif le plus rapidement possible sans dépasser la limite fixée par la période réfractaire du nerf auditif (4000 Hz).

L'implantation cochléaire s'est disséminée à grande vitesse au cours des années quatre-vingt et maintenant plus de 80 000 personnes portent cette technologie de par le monde.

Quatre marques d'implants cochléaires occupent actuellement le marché mondial.

- La Freedom CI 24 (société Cochlear, Melbourne),
- La Aura (société Advanced Bionics, San Francisco),
- La Digisonic SP (société Neurelec, Vallauris),
- La Sonata (société Med-El, Innsbruck)

Le patient et l'équipe qui le prend en charge

Les personnes concernées par l'implant cochléaire sont porteuses de surdités profondes à totales liées à une déficience

complète de l'organe de Corti. Dans l'oreille interne, l'organe de Corti transforme les vibrations acoustiques en un stimulus électrochimique qui est distribué sur les terminaisons du nerf auditif. Les vagues de l'audition transmettent ensuite cette information vers le cortex cérébral qui va interpréter ce message comme venant du sens de l'ouïe. Cette interprétation fait appel, bien sûr, à toutes les fonctions supérieures de l'homme, à ses possibilités et à tout le passé qu'il a emmagasiné depuis sa naissance et même peut-être avant.

Lorsque l'organe de Corti est totalement détruit, les amplifications du signal restent sans effet. Par contre, on peut court-circuiter sa fonction. Il est bien clair que ceci est seulement sensé copier le fonctionnement physiologique de l'oreille, selon l'état actuel de nos connaissances. Le message qui est transmis au cortex cérébral est très appauvri par rapport à celui qui arrive avec une audition normale. Il est important que le patient puisse s'y adapter.

On admet donc que les conditions suivantes doivent être requises avant une implantation cochléaire :

- le patient est porteur d'une surdité profonde à totale bilatérale,
- l'examen orthophonique montre que le patient pourra utiliser la lecture du visage, de son interlocuteur et à un bon niveau de langage ce qui devrait lui permettre de reconstruire la teneur du message,
- les essais de réhabilitation avec les aides auditives classiques se sont avérés négatifs (voix < 30% à 60 db avec des aides auditives bien réglées et de dernière génération),
- le profil psychologique du patient et son soutien familial indiquent sa motivation pour s'adapter au nouveau code auditif qui lui sera fourni,
- son consentement "éclairé" est nécessaire pour qu'il connaisse à l'avance les difficultés qui va rencontrer et qu'il devra surmonter,
- son état physique est assez bon pour lui permettre de résister au choc opératoire.

L'équipe d'implantation est pluridisciplinaire et elle comprend :

- le chirurgien bien sûr,
- un médecin O.R.L. qui vérifie la surdité et éventuellement les signes associés dans le cas d'un polyhandicap,
- l'orthophoniste pour assurer la rééducation,
- l'audioprothésiste pour assurer l'entretien classique du processeur externe (fils, connecteurs,...),
- le technicien de réglage pour adapter au patient les multiples paramètres du traitement du signal (seuils, compressions, bandes de fréquence,...),
- le psychologue pour le soutien nécessaire à apporter,
- le coordinateur pour optimiser les multiples rendez-vous et pour gérer l'ensemble des sujets implantés sur un centre,
- le groupe scientifique. On ne peut pas se contenter de poser cette technologie sans essayer de la faire évoluer. De plus, le

suivi des résultats du patient et l'adaptation de la stratégie de codage sont des éléments importants conditionnant la réussite ou l'échec de l'implantation. Le spécialiste du traitement du signal a donc naturellement sa place dans le groupe de prise en charge des personnes implantées, avant et après le geste chirurgical, voire même pendant si on veut vérifier en temps réel au bloc opératoire le bon fonctionnement de l'appareil lors de sa mise en place.

Les indications

Les critères prédictifs d'un bon résultat chez l'adulte sont :

- une surdité profonde apparue après l'acquisition du langage oral,
- une surdité la moins ancienne possible, bien que de bons résultats soient parfois notés après implantation chez un patient ayant une surdité endémique.

• l'existence de certains reliquats auditifs : L'évolution des idées quant au seuil audiométrique minimal requis a bénéficié du développement des technologies les plus récentes de l'implant cochléaire, de l'enregistrement constant de résultats de plus en plus satisfaisants et de la disparition d'idées préconçues au nom de ces très bons résultats. Ainsi, passés d'une compréhension moyenne de 10 % des phrases dans le bruit dans les années 1980, à actuellement environ 80 %, l'IC a démontré qu'il pouvait permettre aux sourds une compréhension meilleure de la parole qu'avec une prothèse acoustique en cas d'audition résiduelle. Ainsi, pour les adultes devenus sourds, les indications sont passées d'une surdité totale bilatérale inappreciable, à aujourd'hui une surdité de type sévère, dont les résultats avec une aide auditive bilatérale appropriée restent limités (moins de 50 % de reconnaissance correcte au cours d'une audiométrie vocale en liste ouverte avec les meilleures conditions d'écoute ; ces patients présentent habituellement une audition résiduelle dans les gammes de fréquences, grasses à médiums, puis une perte supérieure à 70 db sur les fréquences conversationnelles et aiguës).

- l'existence d'une certaine possibilité d'aide à la lecture labiale par une information tonale, même sans reconnaissance de la parole, au moyen d'une amplification acoustique adéquate.
- de bonnes capacités de lecture labiale.
- de bonnes capacités cognitives, d'attention, et une conservation des capacités mémorielles.
- l'absence de syndrome dépressif, de maladie mentale.
- la prévision d'une implantation totale du porte électrode dans la trampa tympanique. Ceci impose la réalisation d'une imagerie de qualité. Doit être réalisées une tomocatométrie de la pyramide pétraeus en coupes fines millimétriques axiales avec reconstruction dans un plan frontal et parasagittales au grand axe

du tour basal de la cochlée, avec éventuelles reconstructions devant la cochlée. Cette imagerie est utilement complétée par une RM des liquides labyrinthiques avec séquences CISS décrites par CASSELMAN. En effet, l'oblitération cochléaire se rencontre chez environ 14 % des patients candidats à l'implantation cochléaire essentiellement après méningite, traumatisme, otospongiose. Selon son extension, elle peut conduire à faire contre-indiquer ces patients, ou bien à leur proposer une stratégie opératoire particulière.

Les enfants devenus sourds après l'acquisition du langage oral (arbitrairement au-delà de 5 ans)

- Il s'agit d'enfants ayant acquis un langage oral et souffrant d'une surdité totale brutale (par traumatisme, par méningite, par exemple).
- Les critères de sélection sont identiques à ceux des adultes devenus sourds. Ces enfants, en général adressés très rapidement aux centres d'implantation cochléaire, sont de très bons candidats.
- Il peut également s'agir d'enfants demi-sourds congénitaux bien appareillés, bien oralisés et évoluant vers une cophose bilatérale après l'acquisition du langage oral.

Les enfants sourds prélinguaux

La surdité est congénitale ou bien apparue avant l'âge de 2 ans. Les différentes publications, en accord avec les arguments tirés d'expérimentations d'ordre neurobiologique, montrent que les bons résultats sont observés lorsque les implantations sont précoces, sous-tendant l'idée de l'existence d'une période critique pendant laquelle le développement du langage oral peut se faire grâce à une stimulation auditive. Le diagnostic précoce de la surdité de l'enfant, la prise en charge précoce en milieu spécialisé avec des protocoles acoustiques amplificateurs bilatéraux, la constatation précoce de l'inefficacité de celles-ci par l'émergence des pratiques d'un langage oral, doivent conduire à une implantation cochléaire la plus précoce possible.

Le problème n'est donc pas tant celui de l'âge inférieur que celui de l'âge supérieur en cas de surdité congénitale profonde :

- celui de l'âge inférieur : l'enfant le plus jeune implanté dans le monde l'a été à moins de 6 mois de vie. Plus l'enfant est jeune, plus il est difficile de recueillir certains éléments pertinents tels que l'état neurologique, l'efficacité de la prothèse amplificatrice en terme d'utilisation du langage oral, l'appétence de l'enfant pour la communication sur un mode oral. Ainsi, en tenant compte des délais observés pour recueillir ces informations essentielles, s'ajoutent à ceux liés au double sur l'audition, la demande de diagnostic puis de prise en charge : il semble que l'âge raisonnable inférieur d'implantation se situe au mieux entre 12 et 18 mois.

• celui de l'âge supérieur : il est démontré que les meilleurs résultats sont obtenus chez les enfants implantés avant l'âge de 5 ans. Il n'y a pas d'arguments pour dire que les enfants

sourds profonds, contrairement des résultats moins bons que les enfants souffrant de surdité acquise avant l'âge de 3 ans, pourvu que l'implantation soit très précoce. Au-delà de l'âge de 10 ans, les résultats sont très décevants, sauf cas exceptionnels d'enfants déjà très oralisés.

Ainsi, l'âge optimal d'implantation des enfants sourds congénitaux se situe pour nous entre 1,5 et 2 ans. Le seuil acoustique pour considérer une implantation cochléaire se situe aux alentours de 90 dB en sachant que les seuls critères audiométriques ne sont pas suffisants ; il faut apprécier la motivation parentale, leur degré d'implication, la qualité et la réalité d'un projet oraliste, les compétences de l'enfant. Dans le cas des enfants, l'imagerie recherchera une malformation cochléaire majeure (aplasie de Miché), Mondins) faisant discuter l'implantation intra-cochléaire.

Les enfants devenus sourds en période d'acquisition optimale du langage oral (2-5 ans).

Des résultats excellents sont obtenus si l'implantation est la plus précoce possible.

Le réglage de l'implant

Les ganglions spiraux sont stimulés par des électrodes réparties sur un porte-électrode qui s'enroule dans la cochlée. Les stimulations doivent apporter à la population des ganglions une énergie compatible avec leur densité et leur localisation tonotopique. Cette énergie se situe entre un minimum et un maximum correspondant à une sensation liminaire et une sensation de confort.

Les variations d'énergie acoustique de chaque plage fréquentielle vont piloter l'énergie électrique de chaque électrode correspondante (figure 1). L'activation d'une électrode dépendra de la détection d'un pic d'énergie dans la plage fréquentielle qui lui est allouée pour un instant donné.

L'intensité de la stimulation électrique de la cochlée dépend de la quantité de charges électriques injectées dans le milieu. Cette quantité de charges est elle-même le produit de l'amplitude de l'impulsion de stimulation électrique et de sa largeur de pulse (ou durée).



Figure 6 : Principe de la compression de la dynamique (acoustique/électrique). La dynamique acoustique est l'importance du signal sonore capté par le microphone externe. Lors de la stimulation de l'implant cochléaire, il faut adapter ces différentes bandes de fréquence à la dynamique auditive du patient. Celle-ci est délimitée par les seuils liminaires (T) et de confort (C). Il se trouve que la dynamique auditive du patient est beaucoup plus restreinte que la dynamique acoustique.

La quantité de charges injectées sur les électrodes est déterminée par la composition fréquentielle du signal sonore capté, puis adaptée de façon à ce qu'elle soit comprise entre le seuil de perception du patient (ou seuil minimum) et son seuil de confort (ou seuil maximum) déterminés lors du réglage pour chacune des électrodes.

Pour chaque électrode (canal) : la dynamique acoustique d'entrée doit être comprimée et ajustée à la dynamique étroite de stimulation électrique cochléaire.

La fonction de compression permettant le transfert de l'énergie acoustique en énergie électrique est logarithmique, ce qui reproduit bien la fonction de transfert de la cochlée (compression logarithmique au niveau de la membrane basilaire). Afin d'adapter la compression au sujet, la puissance du logarithme est variable.

Généralement, une seule électrode est active à la fois ; c'est le principe de la stimulation séquentielle (non-simultanée) qui permet de minimiser les interactions inter-électrodes.

La période de stimulation, c'est-à-dire l'intervalle de temps séparant deux impulsions sur la même électrode, est souvent fixe (de 250 à 4000 impulsions par secondes selon le traitement du signal choisis).

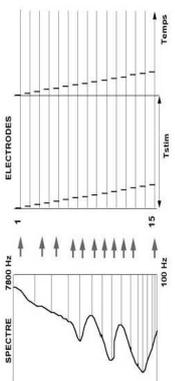


Figure 7 : Codage séquentiel de la stimulation. Le son capté par le microphone externe est traité par un algorithme de compression et la séquence de stimulation des électrodes (réglage fréquentiel) est adaptée à la dynamique auditive du patient. Lors de la stimulation séquentielle des électrodes (réglage fréquentiel), les électrodes sont stimulées les unes après les autres (principe de la stratégie de codage CIS).

Le point clé de l'adaptation d'un implant est de conserver les électrodes susceptibles d'apporter une information différenciée et harmonieuse.

Chaque électrode doit correspondre à une sensation de hauteur tonale différenciée et transmettre un nombre de pas en sortie suffisant et équilibré entre chaque canal.

Les avancées technologiques ont permis de disposer de stratégies de codage, et de techniques d'implantation très performantes. Mais pour le patient, c'est environ un mois après la chirurgie que le "combatt" commence. Le personnel devra se rendre régulièrement dans un centre hospitalier de réglage de l'implant où elle aura deux principaux rendez-vous. L'un avec un orthophoniste pour suivre l'évolution dans l'acquisition du langage et des sons environnementaux, l'autre avec un audioloprothésiste afin de régler le processeur fixe les nouveaux seuils paramètres à régler, l'audioprothésiste fixe les nouveaux seuils T et C qui évoluent rapidement les 6 premiers mois après l'implantation. De plus, si les cadences de stimulation, ou le nombre de maxima croisés pour la stratégie de codage étaient jugés trop incommodes pour le patient, le réglage pourra revoir ces paramètres à la baisse.

Cette étape de réglage conditionne en grande partie la réussite de l'implantation, et il est important que le personnel ait à disposition des outils performants qui permettent d'avoir une idée précise de la qualité de la perception sonore par le patient. Il se trouve que souvent, la simple description verbale reste très limitée pour décrire sa perception des sons. D'autant plus qu'il s'agit de personnes retrouvant l'audition après une longue période de silence forcé, si ce n'est pas la toute première fois qu'ils entendent pour les sourds congénitaux. Ce problème d'estimation des seuils, ou de la qualité de la perception, se pose en particulier pour les très jeunes enfants et les patients difficiles à tester.

D'où la nécessité de mesures objectives (explorations fonctionnelles électrophysiologiques) pour assister le réglage (audioprothésiste, ou orthophoniste). Parmi ces mesures objectives, les potentiels évoqués sont les plus couramment utilisés. Les eCAP (electrically evoked Compound Action Potential - potentiels évoqués composés évoqués électriquement) sont issus de la stimulation d'une électrode et elle est recueillie sur l'électrode voisine. Les eCAP renseignent sur l'efficacité de la transmission des courants en périphérie de la cochlée, dans le ganglion spiral. Les PEAPs (potentiels évoqués auditifs précoces) sont recueillis sur le scalp en réponse à la stimulation d'une électrode. Ils sont engendrés par le système nerveux central au niveau du tronc cérébral ; chaque onde (I, II, III) sur le tracé correspond respectivement à la réponse du ganglion spiral, du noyau cochléaire et du collus inférieurs. La présence de ces ondes traduit la réactivité de ces noyaux neuraxiaux (Galligo et al., 1998, 1999, Guiraud et al., 2007). Mais ces outils sont à développer, et de nouvelles techniques apparaissent, telles que les ASSR (Auditory Steady State Response - potentiels évoqués auditifs stationnaires et multiples, Ménard et al., 2004). Les ASSR vont plus loin que les PEAPs et évaluent l'encodage de sons stationnaires (des modulations d'amplitude) également dans le système nerveux

central, dans le tronc cérébral supérieur. Mais chez l'implanté, l'activité du système auditif est enregistrée en même temps que la stimulation électrique au lieu, ce qui pose des problèmes d'artéfacts encore non-résolus à l'heure actuelle.

Le codage des sons

Après avoir été filtrée et amplifiée dans le conduit auditif externe, l'onde sonore fait vibrer le tympan. Le tympan est relié à la cochlée via la chaîne des osselets qui constitue l'oreille moyenne, et la vibration du tympan se traduit par un mouvement de piston de la platine de l'entré contre la paroi de la fenêtre ovale de la cochlée. Notons au passage que la vibration passe d'un milieu aérien à un milieu liquideur : l'amplification apportée par les osselets correspond à l'adaptation d'impédance entre ces deux milieux. La transduction sensorielle transforme la vibration de la membrane basilaire de la cochlée en message nerveux grâce aux cellules ciliées qui la tapissent. Le message nerveux ainsi engendré suit les voies afférentes à travers le système nerveux central où il sera pré-traité avant d'atteindre le cortex auditif où il sera intégré.

L'implant cochléaire se substitue à la transduction cochléaire défectueuse chez le patient atteint de surdité neurosensorielle : en ce sens, il s'agit à proprement parler d'un organe sensoriel à part entière, ce qui lui vaut le surnom d'oreille bionique. L'efficacité de l'implant cochléaire résulte de l'exploitation des 2 types de codages des sons qui accompagnent la transduction. La transduction cochléaire se base sur l'organisation tonotopique de la cochlée (basses fréquences codées à l'apex, et hautes fréquences à la base) et sur la synchronisation du système auditif sur la périodicité du stimulus (phase-locking).

L'implant cochléaire peut être indiqué pour tous types de surdités neurosensorielles profondes à totales liées à la non-fonctionnalité des cellules ciliées de la cochlée. Toutefois, il est impératif que le système auditif soit suffisamment fonctionnel afin que le message nerveux artificiellement induit soit intégré dans le cortex. Il est d'autre part impératif que le patient candidat soit conscient des efforts à fournir pour s'habituer aux sensations auditives que l'implant peut apporter, que ses capacités cognitives puissent lui permettre de s'habituer et que sa rééducation soit envisageable.

La perception de la parole : quels sont les indices acoustiques nécessaires & suffisants ?

Le signal de parole peut être considéré selon 2 représentations : temporelle (en fonction du temps) ce qui permet de repérer les différents phonèmes, spectrale (en fonction de la fréquence) ce qui permet d'observer les caractéristiques de chaque phonème ; fréquences fondamentales (F0), et les formants (F1, F2, ...). La meilleure façon de représenter le signal semble être le spectrogramme (temps en abscisse, fréquence en ordonnée et dégradé de couleurs pour l'amplitude) qui permet à la fois de représenter les phonèmes (temps), et leurs caractéristiques fréquentielles qui permet de les identifier (fréquence).

Le système auditif humain semble s'être particulièrement bien adapté à la parole, principal outil de communication.

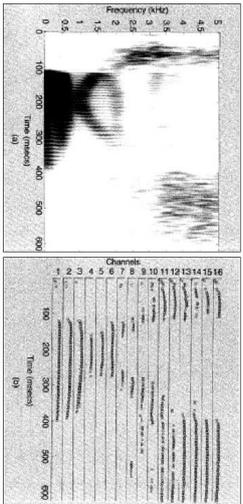


Figure 8 : Représentation spectrogramme (temps en abscisses, et fréquences en ordonnées), l'énergie étant représentée en niveaux de gris à gauche et à droite. À gauche, un spectrogramme est l'analyse de la parole qui permet de mettre en évidence les différents éléments acoustiques (phonèmes dans le cas d'un signal de parole, ici : /choix/ en anglais). L'électrodiagramme représente l'amplitude de stimulation pour les 16 électrodes (16 canaux) ressenties entre ces deux représentations. Toutefois, l'électrodiagramme contient moins d'information que le spectrogramme (qui pourrait correspondre à ce qu'entend une personne normale) : ceci n'est pas surprenant, vu que les 3000 cellules plus présentes que les 16 électrodes de cet implant.

En effet, de récentes études ont montré que le signal de parole restait intelligible même lorsque l'information fréquentielle est très appauvrie, si le spectre d'un son de parole est décomposé en 8 bandes fréquentielles de même amplitude, et même si les hautes fréquences au-delà de 8000 Hz sont supprimées, la parole reste intelligible. Ce qui n'est pas le cas de la musique par exemple (Shannon et al. 1995). Cette faculté auditive est à l'origine du succès de l'implant cochléaire : les vingt électrodes qui correspondent à vingt bandes de fréquence grâce à la tonotopie cochléaire) sont suffisantes pour retranscrire la parole intelligiblement.

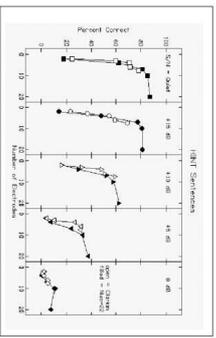


Figure 9 : Test d'intelligibilité dans le bruit (avec le test anglophone). Le graphique illustre l'intelligibilité en fonction du rapport signal/bruit (en dB) pour un sujet normal et un sujet avec un implant cochléaire. On remarque que l'intelligibilité décroît fortement en présence de bruit : le niveau de bruit est égal à celui des phrases, elles deviennent très difficilement compréhensibles. De plus, le nombre d'électrodes améloré l'intelligibilité jusqu'à atteindre un plateau pour 10 électrodes. Enfin, on remarque les performances similaires des deux groupes d'implants.

Contraintes psychophysiques liées à stimulation électrode de l'implant cochléaire

Dans le cas d'une stimulation électrique, le codage de la sensation de tonie (perception de hauteur/tonale) peut être de deux types :

- tonotopique : la hauteur tonale évolue en fonction de la zone de cochlée stimulée,
- temporel : la hauteur tonale évolue en fonction de la cadence de stimulation.

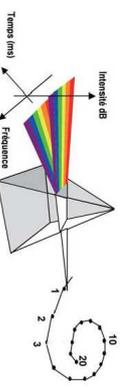


Figure 10: L'objectif de l'implant va être d'extraire les éléments pertinents d'un signal acoustique qui varient dans les trois dimensions temps, fréquence et amplitude en envoyant le maximum d'informations intelligibles sur les 20 électrodes.

Le codage fréquentiel tonotopique

La cochlée est organisée tonotopiquement. Cela signifie que la vibration de la membrane basilaire sera maximale en un point donné de la cochlée en fonction de la fréquence du son. Les hautes fréquences qui dissipent le plus d'énergie sont codées à la base de la cochlée, et les basses fréquences à l'apex. Cette propriété fondamentale a été mise en évidence par les travaux de VonBékésy (1960) chez le chat, ce qui lui a valu le Prix Nobel en 1961. Les fibres nerveuses afférentes sont elles-mêmes spécialisées en fréquence (Greenwood, 1980; Mc Dermott, 2004) : elles ont une sensibilité maximale à une fréquence caractéristique qui leur est propre. Cette organisation tonotopique se retrouve également à l'autre extrémité des voies afférentes dans le cortex auditif (Eggermont, 2001).

La biomécanique cochléaire procède à une analyse fréquentielle du signal : Chaque fréquence active une zone précise de la cochlée (de 20 à 20000 Hz). Les fréquences aiguës sont localisées vers la base, les fréquences graves vers l'apex. Cela induit une spécialité fréquentielle des neurones afférents de type I (Kiang et al., 1965). Chez le normo-entendant, la résolution fréquentielle est très fine.

Des mesures perceptives montrent qu'un normo-entendant peut discriminer un son de 1000 Hz d'un son de 1003 Hz. Son champ fréquentiel est composé de 300 à 600 échelons de tonie.

Discrimination des électrodes

Dans l'histoire des implants cochléaires, l'une des évolutions technologiques qui a sans doute le plus contribué à améliorer les performances perceptives des patients a consisté en le passage du "mono-électrode" au "multi-électrodes". Les meilleures performances de reconnaissance de parole obtenues avec les implants multi-électrodes s'expliquent vraisemblablement par le fait que même si la forme d'onde électrique délivrée au nerf auditif par les implants mono-électrode contient effectivement toute l'information véhiculée par le signal temporel, cette information ne peut pas, sous cette forme temporelle brute, être aussi largement exploitée par le système auditif central que si elle a préalablement été (comme c'est le cas chez le sujet dont la cochlée fonctionne normalement) découpée en plusieurs bandes spectrales transmises à différentes zones du nerf auditif. Cette nécessité n'est d'ailleurs pas très surprenante puisque, chez le sujet implanté cochléaire comme chez le normo-entendant, l'ensemble du système auditif, depuis la périphérie jusqu'au cortex primaire, est organisé de façon tonotopique.

En poussant ce raisonnement un peu plus loin, on en arrive à l'idée que plus le nombre de canaux d'information accessibles au sujet implanté est élevé, meilleures sont ses performances perceptives. Bien sûr, certaines études ont montré que les performances de reconnaissance de la parole obtenues sur la base des informations d'enveloppe transmises dans seulement quatre bandes fréquentielles très larges (Shannon et al., 1995) sont déjà très élevées (de l'ordre de 90%), et que ces performances saturent au-delà de 8 canaux (Dorman et al., 1997). Cependant, ces résultats sont un peu artificiels car dans la plupart des conditions naturelles d'écoute, les signaux de parole sont rarement présentés dans le calme. Or, des études plus récentes ont montré qu'en présence de bruit de fond, le nombre de canaux nécessaires pour atteindre des performances optimales de compréhension de la parole s'élève (Dorman et al., 1998 ; Fu et al., 1998 ; Lazzari et al., 1999).

Il est tentant, sur la base de ces résultats, de penser que plus un implant cochléaire comporte d'électrodes, meilleures sont les performances perceptives obtenues par les patients équipés de cet implant. Cependant, un grand nombre d'études indiquent que le nombre d'électrodes actives ne correspond pas nécessairement au nombre de canaux d'information indépendants : en fait, ce dernier est, chez la plupart des patients, inférieur au nombre d'électrodes actives. Cela est vraisemblablement dû au fait que des interférences se produisent entre

les différentes électrodes au niveau de l'interface bioélectrique, de sorte que les informations véhiculées par une électrode ou un couple d'électrodes ne sont pas indépendantes de celles véhiculées par les électrodes ou couples d'électrodes voisins. Bien que les stratégies de stimulation pulsées électrodes (en anglais "IS", intervaxed sampling algorithm) notoirement contribuent à réduire ces interférences entre électrodes, elles ne les ont pas complètement éliminées car, d'une part, les tissus nerveux ont des propriétés capacitatives telles que même des impulsions asynchrones peuvent interférer dans une certaine mesure et, d'autre part, les champs électriques suscités par la stimulation des électrodes ne sont pas suffisamment localisés pour exciter des populations neuronales parfaitement distinctes (Shannon, 1983).

En conséquence, le facteur important des performances perceptives qui doit être considéré n'est pas le nombre d'électrodes actives de l'implant, mais le nombre de canaux d'information indépendants effectivement disponibles pour le patient. Ce nombre peut être estimé, en première approximation, comme égal au nombre d'électrodes que le patient peut effectivement discriminer. Ainsi, les résultats d'une étude (Throdxmorton et Collins, 1989) indiquent que les scores de reconnaissance à différents tests de perception de la parole sont plus élevés chez les patients qui sont mieux capables de discriminer des stimulations présentées sur des électrodes différentes que chez les patients chez qui le nombre d'électrodes indifférenciées est élevé.

Une approche simple pour estimer le nombre de canaux effectivement disponibles chez un sujet implanté consiste à mesurer le nombre de coupes d'électrodes que ce sujet parvient à discriminer. Une étude de Zwiolán et al. (1997) chez des sujets porteurs d'un implant Nucleus/Cochlear Corporation C122 indique un nombre d'électrodes indifférenciées variant entre 1 et 15 sur un nombre total d'électrodes actives allant de 10 à 20, de sorte que le nombre moyen de canaux indépendants disponibles peut être estimé à 10. Les résultats d'une étude effectuée chez des patients porteurs d'un implant Division de Neurolec (Gallego, 1989) indiquent un nombre moyen d'électrodes différenciées lui aussi, égal, en moyenne, à 10. Par conséquent, en dépit du fait que le nombre d'électrodes disponibles sur ces deux types d'implants est différent, le nombre moyen de canaux d'information indépendants effectivement disponibles pour les patients semble être en fait similaire.

Le codage en intensité

Chez le normo-entendant, le système auditif utilise plusieurs méthodes complémentaires pour coder les variations d'intensité de stimulation. Le codage se fait essentiellement par un accroissement du taux de décharge des fibres lorsque l'intensité de stimulation augmente. La dynamique des fibres est d'environ 30 à 40 dB : cela ne suffit pas à expliquer la dynamique acoustique qui est de 100 à 120 dB. Liberman (1978), montre qu'il existe deux types de fibres de type I au niveau de la cochlée. Elles se différencient par leur diamètre et leur taux

de décharge spontanée. D'un point de vue fonctionnel, les fibres ayant un petit diamètre et un taux de décharge spontanée supérieur à 18 potentiels d'action par seconde ont un seuil de déclenchement bas vers 0 dB HL. Les fibres ayant un gros diamètre et un taux de décharge spontanée inférieur à 18 potentiels d'action par seconde ont un seuil de déclenchement haut vers 40 à 50 dB HL. De 0 à 40-50 dB HL, le premier type de fibres (à seuils bas) code l'intensité de stimulation, les autres fibres de fibres sont inactifs. De 40-50 à 80-90 dB HL, les fibres à seuils hauts codent l'intensité de stimulation, les fibres à seuils bas sont saturées.

Le recrutement de fibres dû à un élargissement de la zone de cochlée stimulée lorsque l'intensité de stimulation s'accroît participe également au codage de l'intensité (Sacks et Abbas, 1974). Bien que les neurones codant la fréquence centrale de stimulation soient saturés, les neurones situés aux extrémités de la zone excitée peuvent coder l'intensité de stimulation.

Pour le norme-entendant, le nombre d'échelons discriminés en intensité pour une fréquence donnée est d'environ 150.

Nombre d'échelons de sonie et seuils de discrimination d'intensité

Divers auteurs se sont intéressés à la capacité des patients implantés cochléaires à percevoir des différences d'intensité entre les sons (Douek et al., 1977 ; Eddington et al., 1978 ; Pflingst et al., 1983 ; Pflingst, 1984, 1988 ; Tong et al., 1988). Cette capacité conditionne vraisemblablement le nombre d'échelons d'intensité dans l'espace perceptif du sujet : plus ce nombre est élevé, plus finement les fluctuations dans l'intensité du stimulus pourront être représentées au niveau perceptif. Les résultats de la littérature indiquent que ce nombre est bien moindre chez les sujets implantés que chez les sujets norme-entendants. Il se situe entre 5 et 50 chez les premiers, contre environ 150 chez les seconds (Pflingst et al., 1983 ; Nelson et al., 1995).

Détection de variations temporelles rapides d'intensité

Le codage temporel est caractérisé par la synchronisation du pattern de décharge des cellules du système auditif sur la périodicité du son. Ce phénomène dit de phase-locking se répète tout le long des voies auditives afférentes. Le phase-locking est limité aux basses fréquences, et cette limite diminue régulièrement le long du système nerveux central : de 4 kHz sur le nerf auditif, à 80 Hz dans le cortex auditif en passant par 1 kHz pour le noyau cochléaire et 300 Hz dans le colliculus inférieur.

La résolution temporelle est une propriété majeure de la perception auditive, dans la mesure où la plupart des sons naturels que nous cherchons à percevoir, tels que la parole ou la musique, évoluent dans le temps. Le timbre, la hauteur tonale, la localisation de sources sonores sont autant de

propriétés des objets sonores pouvant être comprises sur la base de mécanismes temporels. La résolution temporelle est doublement importante dans la mesure où, très souvent, le bruit masquant en provenance de l'environnement varie en fonction du temps. En lien étroit avec la capacité de démodulation de l'oreille, l'analyse primitive des scènes auditives utilise la cohérence des fluctuations temporelles des composantes sonores afin d'organiser ces dernières en entités sonores ou flux auditifs (Bregman, 1990). Le décodage acoustico-phonétique, l'organisation perceptive de l'environnement sonore et la perception des qualités des sons telles que la hauteur, le timbre ou le rythme dépendent donc étroitement de notre capacité à résoudre des variations temporelles fines.

De nombreux stimuli auditifs environnementaux, c'est le cas en particulier de la parole, présentent des variations rapides de leur intensité : ces variations sont, en général, portueuses d'information. Pour pouvoir accéder à cette information, le système auditif doit être capable de détecter de telles variations rapides d'intensité. Afin de mesurer cette capacité, on utilise en général en laboratoire une situation expérimentale simplifiée dans laquelle le sujet a pour tâche de détecter une brève interruption dans un stimulus. Chez les sujets norme-entendants, on utilise en général un bruit à large bande de façon à éviter les biais liés à la présence d'indices spectraux. Chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire, on peut mesurer le nombre minimal d'impulsions qu'il est nécessaire d'injecter au sein d'un train d'impulsions pour que les sujets perçoivent une interruption de celui-ci. Les résultats de diverses études indiquent que la capacité à détecter des variations rapides d'intensité ainsi mesurée est significativement corrélée avec les performances de reconnaissance de la parole, aussi bien chez les sujets norme-entendants (Tyler et al., 1982) que chez les sujets implantés cochléaires.

Moore et Glasberg (1988), Preece et Tyler (1989), Shannon (1989), Busby et Clark (1999) indiquent une diminution progressive des seuils de détection d'interruption temporelle lorsque le niveau de la stimulation électrique augmente entre le seuil d'audition et le seuil de confort.

Perception de la hauteur temporelle

La cadence à laquelle les impulsions électriques sont présentées sur une électrode donnée constitue un paramètre important des stratégies de codage de l'information implémentées au sein des implants cochléaires. Selon l'implant, et selon la stratégie utilisée, cette cadence peut être fixe ou variable, aléatoire ou constante, différente ou identique entre les différentes électrodes, etc. Avec certains implants, c'est le cas en particulier du Digisonic de Neurelec, la cadence de stimulation véhicule une information concernant la fréquence fondamentale du stimulus. Cette fréquence fondamentale, souvent appelée "F0", constitue un caractéristique très importante de nombreux signaux environnementaux comme les sons de parole ou les sons musicaux. Pour les premiers, elle correspond à la

fréquence de vibration des cordes vocales lors de la production de voyelles ou de consonnes voisées ; elle définit la hauteur perçue de la voix, laquelle contribue à l'identification du sexe, du âge et de l'identité du locuteur ainsi qu'au suivi des variations prosodiques. Pour les seconds, elle définit la note jouée, et détermine la perception de la mélodie.

De façon générale, chez la plupart des patients implantés, des cadences de stimulation différentes appliquées sur une même électrode suscitent des sensations de hauteur différentes. La hauteur perçue par le sujet augmente en général avec la cadence de stimulation entre environ 50 et 300-500 Hz (i.e. impulsions par seconde) (Eddington et al., 1978 ; Pflingst, 1988 ; Shannon, 1989 ; Tong et Clark, 1985 ; Townshend et al., 1987). L'augmentation de la cadence de stimulation s'accompagne également, en général, d'une augmentation de la sonie (Eddington et al., 1978 ; Shannon, 1989 ; Tong et al., 1983).

Les résultats de mesures ainsi effectuées chez des patients porteurs d'un implant cochléaire Digisonic (Galego, 1989) indiquent qu'en moyenne, les patients sont capables de distinguer des trains d'impulsions dont les cadences diffèrent d'environ 4 % entre 200 et 300 Hz ; pour des cadences supérieures ou inférieures les performances diminuent. Ces données sont comparables avec celles obtenues par d'autres auteurs chez des patients utilisant un implant cochléaire d'une autre marque (Townshend et al., 1987).

Timbre

Pour les mêmes raisons, le manque d'informations fréquentielles rend la perception du timbre très compliquée, d'autant plus si on ajoute le manque d'expérience des « anciens sourds ».

Toutefois, la meilleure définition de la musique reste encore : « je la reconnais lorsque je l'entends », et si les performances des implantés avec les sons proto-musicaux sont très limitées, elles peuvent être spectaculaires avec des « vrais » morceaux de musique. L'expérience, notamment celle qui remonte à avant la surdité, est très utile. Mais actuellement aucun programme n'existe sur ce sujet.

La perception de la parole :

Selon les caractéristiques de la stimulation

Certains paramètres du codage et du réglage sont connus pour avoir une influence sur la perception de la parole chez l'implanté cochléaire. Ils incluent le nombre de canaux, la dynamique, la fréquence de stimulation et le mode de stimulation. La distribution des fréquences codées par les différentes électrodes du faisceau est également un paramètre important (Friesen et al., 1989 ; Fu & Shannon, 1993a,b, 2002 ; Faulkner et al., 2002 ; Baskardt & Shannon, 2003, 2004).

Influence du nombre de canaux

Dorman & Loizou (1996) et Dorman et al. (1999) montrent que la stimulation électrique de la cochlée est capable de reproduire l'information acoustique avec six à huit canaux. Faulkner et al. (2003a) suggèrent que plus de huit canaux sont nécessaires quand la parole est présentée dans le bruit. Le nombre de canaux serait ainsi positivement corrélé à la perception de la

La perception de la musique

Si l'implant cochléaire donne globalement satisfaction pour la parole, ses limites sont très vite franchies pour ce qui est de la perception de la musique (et donc des langues tonales !). La encore, on peut se faire une idée de l'efficacité ou des limites de l'implant en testant l'habitabilité des implantés dans des tâches sur des sons proto-musicaux : discrimination de hauteur, de rythme, d'harmonie ou encore dans des tâches de reconnaissance de timbre ou d'appréciation de la musique (Buechler et al., 2004 ; McDermott, 2004 pour une revue). Un exemple de ces tests est le **PMMA** (Primary Measures of Music Audition - Mesures Primaires de la Musique, Gteller & Lansig, 1991).

Rythme

C'est l'indice acoustique le mieux perçu par les implantés : ce qui n'est pas étonnant étant donné que le rythme reflète les fluctuations d'énergie dans le signal entre 2 et 20 Hz. Le rythme est bien transmis par l'implant, quelque soit le type de stratégie de codage.

Pitch (rif)

Le pitch ou hauteur tonale est une sensation auditive directement reliée à la fréquence des sons. Pour l'implant cochléaire, comme pour les 2 types de code neural, on distingue le rate-pitch (pitch lié à la cadence de stimulation) et le place-pitch (lié à la tonotopie cochléaire). (Moore & Carlyon, 2005). Deux

parole. Fishman et al. (1997) ont montré que la perception est la plus mauvaise avec un seul canal et qu'il y a une très nette amélioration lorsque l'on augmente jusqu'à quatre canaux, mais qu'il n'y aurait plus de différence quand on passe à sept, dix ou vingt canaux. Il semblerait cependant que le nombre de canaux devrait être établi individuellement surtout pour les stratégies utilisant des fréquences rapides de stimulation (Fiflis et al., 2003).

Influence du champ dynamique

Il est aussi supposé qu'une dynamique acoustique de 45 dB est nécessaire pour une reconnaissance optimale de la parole (Coenrad & Pelizzoni, 2001). La diminution de la dynamique électrique entraîne une moins bonne perception de la parole (Furuta et al., 1987 ; Kuk et al., 1990 ; Blaney et al., 1992 ; Shihora et al., 1992 ; Collins et al., 1994 ; Zeng & Galvin, 1998a), ce qui pourrait s'expliquer par le fait que la dynamique est corrélée à la proportion de neurones présents (Pirngst & Sutton, 1993 ; Pirngst et al., 1995 ; Kawano et al., 1998).

Influence de la fréquence de stimulation

La fréquence de stimulation jouerait également un rôle important bien que les résultats soient contradictoires. Lotzou & Pory (1999) ont trouvé une meilleure perception de la parole en stimulant avec une fréquence de 2100 pps/canal par rapport à 800 pps/canal. Par contre, Vandell et al. (2000) n'ont pas trouvé de différence lorsqu'ils stimulaient avec 250 et 1615 pps/canal.

Influence de la configuration

Le mode de stimulation, c'est-à-dire la configuration des électrodes (en général mono- ou bipolaire) pourrait être un facteur important pour la perception de la parole. Il semblerait en effet que ce paramètre participe à déterminer le degré d'interaction entre les électrodes, ce qui influencerait la perception de la parole (Boak et al., 2003b). Doorman et al. (1994) ont en effet trouvé une corrélation entre la discrimination de fréquence et la perception de la parole (voir aussi : Nelson et al., 1995 ; Collins et al., 1997 ; Charterjee & Shannon, 1998 ; Throckmorton & Collins, 1999 ; Busby et al., 2000 ; Henry et al., 2002). Dans l'étude de Zviolani et al. (1997) qui montre que la perception de la parole et la discrimination d'électrodes ne sont pas liées, les scores sont améliorés quand les électrodes, qui ne peuvent être discriminées sont exclues de la stratégie de codage. Cependant, l'étude électrophysiologique de Hultgren & Abbas (2006) montre que la perception de la parole n'est pas meilleure chez les sujets qui arrivent à mieux discriminer les électrodes. La relation entre la facilité à discriminer les électrodes et celle de percevoir la parole n'est donc pas établie de manière certaine.

L'influence même de la configuration sur le "bavage" des électrodes est très discutée. Certaines études psychocoustiques (Henry et al., 2000) montrent que le mode de stimulation bipolaire, susceptible de diminuer les interactions entre

électrodes, permet de mieux discriminer les électrodes, alors que Morris & Pirngst (2000) montrent que la configuration n'a pas d'effet sur la discrimination des électrodes. Il se pourrait que le choix de la configuration n'ait pas d'impact sur les interactions entre électrodes lors du réglage car les patients ajusteraient les niveaux de manière à éliminer la même manière dans les deux cas ce qui ferait que la taille de la population neurale activée serait la même quelque soit la configuration (Morris & Pirngst, 1999). Les seules de détection sont en effet plus élevées pour une configuration bipolaire que pour une configuration monopolaire (Shannon, 1983a ; Hartman & Kline, 1989 ; Busby et al., 1994 ; Pirngst et al., 1995 ; Boak et al., 2003a).

Plusieurs études ont même montré que les sujets ont une meilleure perception de la parole avec des configurations larges (Lehnhardt et al., 1992 ; von Waldenberg et al., 1995 ; Pirngst et al., 1997, 2001 ; Kieley et al., 1998), et préfèrent la configuration monopolaire à la configuration bipolaire (Zviolani et al., 1999). Il se peut que des stimulations plus larges excitent une population neuronale plus importante et qu'il y ait une représentation de l'information plus robuste. Les travaux récents de Kwon et van den Honert (2006) par ailleurs montrent que la configuration bipolaire n'entraîne pas forcément un champ de courant plus étroit que la configuration monopolaire lorsque l'intensité est la même et que ce champ est beaucoup plus variable selon les électrodes, ce qui suggère qu'avec cette configuration le pattern d'activation est plus influencé par les irrégularités anatomiques et neurales. Il se peut donc qu'avec une configuration large, la perception soit moins influencée par le degré de dégénérescence des fibres nerveuses. Cela expliquerait pourquoi la discrimination fréquentielle est plus difficile avec une stimulation bipolaire dans certaines études (Pirngst et al., 1997).

Il faut en effet noter que le bénéfice que le patient peut retirer de l'implant ne dépend pas uniquement du réglage et va dépendre également de paramètres qui lui sont très personnels, tels que les caractéristiques de sa surdité et son âge. Les caractéristiques de stimulation et celles de la personne implantée peuvent aussi interférer puisque Busby et al. (2000) montrent que la capacité à discriminer les électrodes est liée à l'âge d'implantation et à la durée de la surdité. Les sujets sourds pré-linguaux auront sans plus de difficultés à discriminer les électrodes que les sujets post-linguaux (Edginton et al., 1978 ; Busby et al., 1992 ; Tong et al., 1998 ; Tong & Clark, 1985). Il a également été montré que le pattern de la stimulation neurale autour d'une électrode est plus large lorsque les seuls psychophysiques T sont plus élevés (Abbas et al., 2004), ce qui pourrait être lié à une surde neurale plus faible ou encore à la présence de « zones mortes », c'est-à-dire des régions sans cellules ciliées comme le montrent les travaux de Moore et al., 2000).

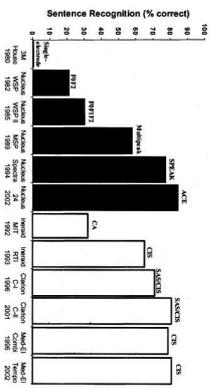


Figure 11 : Performances de reconnaissance des phrases (anglophones) en fonction des stratégies de codages utilisées au cours du temps. La stratégie la plus utilisée (CIS, et sa variante ACE) montre des résultats de perception de la parole plus élevés que les autres stratégies (hors de 50%). Du moins dans le calme.

Selon les caractéristiques de la personne implantée

L'adaptation à l'implant est souvent facile. Dès la première semaine d'utilisation, le patient implanté peut acquérir une bonne perception du langage sans qu'une réhabilitation spécialisée soit nécessaire. Cependant ce bien meilleurs résultats sont souvent obtenus lorsque la personne surde des séances d'orthophonie et d'entraînement (Tyler et al., 1996). Le bénéfice que la personne va retirer de son implant va beaucoup évoluer dans les premiers mois après l'implantation. Chez l'adulte, la perception de la parole juste après l'implantation est en effet à peu près de moitié ce qui sera finalement obtenu (Tyler & Summerfield, 1996). La plus grande partie de l'amélioration se produit dans les neuf premiers mois après l'implantation, particulièrement s'il y a de l'entraînement auditif intensif (Gray et al., 1995). Cependant, en moyenne, la reconnaissance de la parole s'améliore jusqu'à dans les 18-30 mois après l'implantation chez l'adulte (Tyler et al., 1997).

Les implants cochléaires présentent une grande variabilité interindividuelle dans leurs performances auditives, en particulier en terme de perception de la parole sans que l'on sache vraiment pourquoi (Summerfield & Marshall, 1985). Certains patients pourront communiquer par téléphone tandis que d'autres sont seulement capables de détecter des signaux sonores. Par ailleurs, il est supposé que la performance avec un implant est fortement associée avec les capacités de traitement auditif de la personne et de l'intégrité du système auditif central depuis le nerf auditif jusqu'au cortex (Kraus et al., 1998 ; Porton et al., 1998a,b). Il apparaît aussi qu'une courte durée de surdité profonde et la présence de reliquats auditifs soient deux facteurs prédictifs majeurs (Blaney et al., 1996 ; Van Dijk et al., 1999). D'autres facteurs tels que le nombre de cellules survivantes du ganglion spiral, l'étiologie de la surdité et le temps d'utilisation de l'implant sont aussi associés à des changements de performances auditives (Fryd et al., 1991 ; Blaney, 1997 ; Balthner et al., 1995 ; Walzman et al., 1995 ; Kim et al., 2000 ; Gallego et al., 1998 ; Kelly et al., 2005).

L'âge d'implantation est également un paramètre très important à prendre en compte. La réhabilitation d'une personne sourde post-linguale est, en général, plus simple que dans le cas de sourds pré-linguaux. En effet, ces personnes peuvent avoir recours à leur mémoire auditive pour établir une relation entre les nouvelles sensations auditives et l'audition perdue. En 1991, les adultes sourds sévères à profonds pouvaient déjà attendre des niveaux perceptifs moyens de moins de 14 à 50% et de 40 à 90 % pour des phrases sans aide de la lecture labiale et en liste ouverte. Les performances sont également meilleures lorsque la surdité a été plus courte chez les enfants (Staller et al., 1997). Chez un enfant sourd congénital du pré-lingual, le problème se pose différemment. L'enfant doit apprendre à mettre du sens sur les nouvelles informations sonores qu'il reçoit. La réhabilitation se fait alors durant plusieurs années d'orthophonie et requiert une exposition continue à l'oralisme. Il est indispensable que l'enfant soit en contact avec d'autres enfants entendants pour développer une bonne adaptation. Il pourra, dans la plupart des cas, suivre une scolarité ordinaire avec soutien pédagogique si nécessaire. Le développement du langage oral de l'enfant utilisateur d'un implant suit des étapes comparables au développement du langage de l'enfant qui bénéficie d'une audition normale. Il existe une grande variabilité entre les enfants utilisateurs d'un implant cochléaire, ce qui reste un enjeu pour les chercheurs dans ce domaine.

Conclusion et perspectives

En moyenne, les contrastes psycho-physiques des sujets implantés sont largement inférieures à celles des normo-entendants, seulement 20 niveaux d'intensité perçus au lieu de 150. Néanmoins leurs performances dans la reconnaissance de la parole sont spectaculaires, chaque un moyen de compréhension de la parole supérieures à 80%. Cela provient probablement du fait que le signal de parole est très riche en éléments redondants et des progressions constantes des stratégies de codage. Bien que ces scores de reconnaissances soient importants, les sujets porteurs d'un implant cochléaire ont beaucoup plus de difficultés à reconnaître les nuances au niveau de l'intonation et de la caractérisation de la parole (reconnaissance du locuteur, voix d'homme, voix de femme) ; cela se ressent aussi au niveau de la qualité de la musique perçue.

Pour remédier à cela deux voies d'avenir sont actuellement envisagées.

- La société Advanced Bionics développe un nouveau traitement du signal permettant à priori d'augmenter artificiellement le nombre de canaux via des électrodes virtuelles (Stratelle-Hirste 120). Les résultats en cours restent à être démontrés.
- Depuis peu, pour les patients ayant quelques restes sur les fréquences graves, des fabricants d'implants proposent d'intégrer dans un seul appareil (Maddi DUE1) la stimulation bimodale. C'est-à-dire que le son sera toujours capté par l'orthophonie du

Exploration Objective de l'Audition

Lorsque Jean-Louis Martin se réveilla il fut content d'être vivant. Puis il fut content de ne ressentir aucune douleur.

Il vit qu'il était dans une chambre d'hôpital et il se dit qu'il devait présenter, malgré tout, quelques contusions..... Il tenta de bouger sa main, mais elle ne répondit pas. Il tenta de bouger son pied. Son pied ne lui obéit pas. Il voulut crier, mais il ne pouvait pas ouvrir la bouche. Plus rien ne fonctionnait.....

- Monsieurmartinmonsieurmartinvousmentendez ?

Après avoir traversé le pavillon, puis le conduit auditif externe, ces sons entrèrent en contact avec le cérumen, pâte onctueuse jaune, destinée à protéger et à entretenir l'élasticité du tympan. L'onde contourna cet obstacle et fit vibrer le tympan proprement dit.

Derrière le tympan : une cavité remplie d'air, la caisse du tympan, avec, à l'intérieur, trois petits osselets. Le premier os appelé « marteau », attaché au tympan, en retransmit le mouvement. Il heurta le deuxième os, « l'enclume », qui, à son tour, mit en mouvement le troisième os nommé « étrier » à cause de sa forme. Cet ensemble de trois osselets permit d'augmenter mécaniquement le stimulus pour amplifier la voix un peu trop faible du médecin.

L'onde fut ensuite transmise dans l'oreille interne jusqu'au limaçon, organe en forme d'escargot comprenant quinze mille cellules nerveuses cillées qui étaient les véritables réceptrices du son. L'onde était désormais transformée en signal électrique qui remonta le nerf auditif jusqu'à la circonvolution de Heschl. Là se trouvait le dictionnaire qui donnait à chaque son une signification.

- Monsieur Martin (*c'est moi*), monsieur Martin (*il insiste parce qu'il craint que je ne l'entende pas*), vous m'entendez ? (*Il attend de ma part une réponse. Que faire ? Je ne peux RIEN FAIRE !*).

Extrait « Ultime Secret » - Bernard Werber

II – 1. Rôle de ces méthodes objectives.

Evaluer l'audition d'un patient sans une quelconque participation de sa part est un objectif essentiel dans la réhabilitation auditive. Elle prend tout son sens dans le cas où ces sujets ne peuvent ou ne veulent pas répondre. Comment être sûr qu'un nouveau né perçoit les sons autour de lui ? Comment savoir si une personne dans le coma entend toujours les personnes qui l'entourent ? Quand on sait que la privation de ces stimuli peut avoir de lourdes conséquences sur la bonne structuration des voies auditives chez un enfant entraînant des difficultés pouvant être irrémédiables dans l'apprentissage de la parole, on comprend l'intérêt de dépister rapidement un trouble auditif.

Un enfant construit son espace sonore et intègre la parole de ses parents dans les deux premières années de sa vie. Dans ces conditions, plus la suppléance auditive sera mise en place tôt, plus elle sera efficace. De nombreuses recherches se sont donc intéressées au diagnostic précoce de la surdité et donc aux méthodes objectives de diagnostic qui ne font pas appel à la coopération du sujet.

Cette évaluation objective peut se faire à l'aide de différentes méthodes et techniques offrant chacune des spécificités et performances différentes.

II – 2. Différentes méthodes, pour différentes mesures.

II – 2.1. Tympanométrie.

La tympanométrie est une mesure permettant de contrôler le bon état de fonctionnement du tympan et de l'oreille moyenne. Ce contrôle se fait par la mesure de la compliance de l'oreille moyenne. L'objectif est donc de mesurer l'absorption du tympan en réaction à un son. Pour cela, on place dans le conduit auditif externe une sonde qui émet un son sur le tympan. Une partie du son émis est absorbée, alors qu'une autre partie est réfléchi et captée par un microphone. Dans une situation normale le tympan va avoir une absorption maximale et le son récupéré sera alors très faible. Dans le cas d'une otite séreuse ou d'une mauvaise aération de la trompe d'Eustache, la pression dans le conduit auditif externe et dans l'oreille moyenne sera déséquilibrée engendrant une plus faible absorption du tympan et donc un son réfléchi plus important. Afin d'évaluer la compliance, on fait varier la pression dans le conduit externe afin de compenser et rééquilibrer la pression des deux côtés du tympan. Cette variation de pression est présentée en « mm d'eau » et peut être négative ou positive. On peut alors évaluer le « point » d'absorption maximum du tympan et suivant sa position, diagnostiquer l'état du tympan et de l'oreille moyenne.

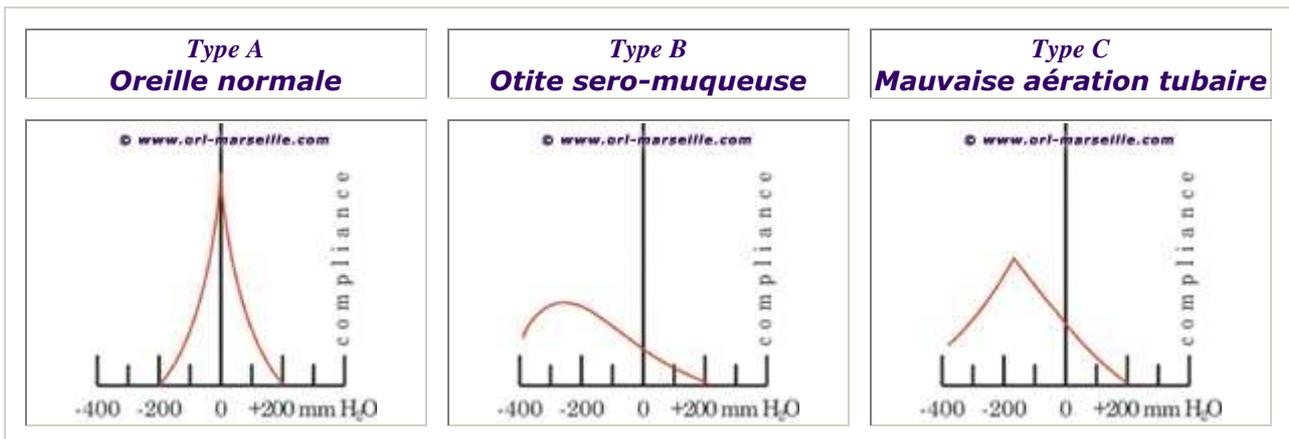


Figure n°10 :

Compliance obtenue pour différents patients. Pour une oreille moyenne, le maximum d'absorption se situe à une pression nulle. Les deux autres « types » présentent une pathologie identifiable et caractérisable par la tympanométrie.

II – 2.2. Le réflexe stapédien.

Le réflexe stapédien est une contraction réflexe du muscle stapédien de l'oreille moyenne qui a pour rôle de protéger l'oreille interne. Cette contraction rend la vibration de la chaîne des osselets plus difficile lorsque l'oreille est soumise à des sons intenses limitant ainsi l'intensité du signal transmis. Ce réflexe apparaît dans les deux oreilles quelle que soit l'oreille stimulée. Cette contraction du muscle stapédien, activée par un son fort, se « relâche » après cette stimulation, entraînant une action inverse au niveau du tympan et donc une dépression dans le conduit auditif.

Un système de mesure de réflexe stapédien se compose d'une sonde placée dans le conduit auditif reliée à un générateur de son et d'un système de recueil. Cette sonde comprend un écouteur créant dans un premier temps

un son suffisamment fort pour entraîner ce réflexe et d'un micro qui va capter dans un deuxième temps la dépression créée. Par sa nature, on conçoit facilement que le réflexe stapédien puisse être un indicateur pertinent du niveau de confort du fait qu'elle apparaît en présence de niveaux sonores trop élevés. Cette mesure permet de contrôler le bon fonctionnement de l'oreille moyenne ainsi que le bon cheminement de l'information auditive au travers du système auditif.

En 1986, Jerger et al. ont démontré la possibilité de mesurer le réflexe stapédien chez des sujets implantés en stimulant la partie implantée et en mesurant simultanément le réflexe stapédien sur l'oreille opposée. Cette mesure permet de confirmer le bon fonctionnement de l'implant cochléaire, mais n'est malheureusement pas assez fiable pour être réellement utilisée dans une optique de réglage.

II – 2.3. Les otoémissions.

Comme nous l'avons vu précédemment, les cellules ciliées externes (CCE) entraînent l'amplification des sons faibles au sein de la cochlée par leurs actions sur la membrane basilaire. La contre réaction à cette amplification est un « relâchement » de la membrane basilaire. Celui-ci va entraîner un mouvement du liquide cochléaire, puis le mouvement de la fenêtre ovale, des osselets et du tympan. Le tympan est dans cette situation comme un haut-parleur qui va diffuser un son et non vibrer à cause d'un son. Ce son généré par l'oreille, a une intensité très faible, inaudible à l'oreille humaine. Mais un micro peut capter cette vibration. Ces sons créés par l'oreille elle-même sont appelés otoémissions. Celles-ci peuvent être de différentes natures. On trouve les otoémissions acoustiques spontanées (OAES), générées en l'absence de toute stimulation, et les otoémissions acoustiques provoquées (OEAP), générées par des stimulations acoustiques de différents types.

Kemp en 1978, a mis en évidence la mesure de ces otoémissions. Le principe de cette mesure passe par l'insertion au sein du conduit auditif d'une sonde composée d'un écouteur et d'un micro. Un son très bref, d'intensité contrôlée est envoyé jusqu'au tympan par l'intermédiaire de l'écouteur. En réponse à cette stimulation on recueille les otoémissions à l'aide du micro. L'amplification du signal mesuré permet d'identifier la présence ou non d'une réponse des cellules ciliées. Cette mesure permet de contrôler le bon fonctionnement des CCE et ce, de façon objective.

II – 2.4. Les potentiels évoqués.

La mesure des Potentiels évoqués auditifs (PEA) est une mesure de l'électroencéphalogramme d'un patient en réponse à un stimulus auditif court. Ce stimulus peut, comme nous le verrons par la suite, être de différentes formes. La réponse mesurée provient des différents éléments constituant les voies auditives et est recueillie à l'aide d'électrodes de surface placées sur le crâne du sujet. Les PEA précoces, les plus couramment utilisés dans le dépistage objectif de troubles auditifs, ont été initialement décrits chez l'homme par Jewett et al en 1971. Une mesure PEA se décompose en deux temps, la stimulation acoustique et ensuite le recueil. Cette stimulation acoustique entraîne l'activation progressive des différents éléments constituant les voies auditives. Le recueil est quant à lui très court pour les PEA précoces, quelques millisecondes. Afin de bien distinguer cette réponse du

reste de l'activité cérébrale, un moyennage est réalisé. Ce dernier, synchronisé sur la stimulation permet de garder intacte la réponse recherchée tout en permettant de réduire toute autre activité (cérébrale, musculaire...).

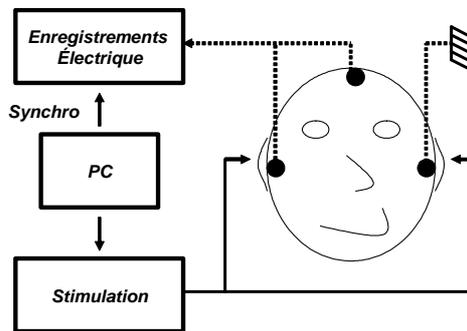


Figure 11.
Matériel utilisé pour recueillir des PEA.

La mesure des PEA chez un patient permet de tester le bon fonctionnement des voies auditives en vérifiant que chaque élément de cette chaîne propage bien l'information électrique jusqu'au cortex. Les réponses PEA se présentent sous la forme de pics associés aux différents éléments du cortex auditif comme le montre la figure 12. On trouvera une correspondance entre les pics enregistrés et les éléments du système auditif dans Moller, A.R. & Jannetta, P.J. (1985).

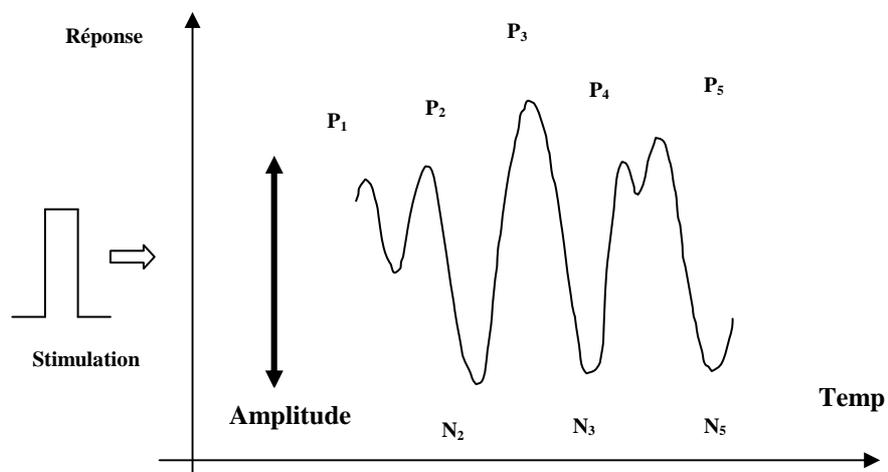


Figure 12.
Réponse correspondant à un potentiel évoqué.

A chacun des pics correspond une interprétation physiologique (voir figure 12):

- P₁: potentiel des cellules ciliées internes (dans le cas de l'implant cochléaire, la forme P₁ n'est pas obtenue)
- P₂: entrée dans le tronc cérébral,
- P₃: sortie du noyau cochléaire,
- P₄ et P₅: cheminement sur les lemnisques latéraux.

De ce recueil temporel plusieurs informations peuvent être tirées. En premier lieu, l'amplitude de chacune de ces ondes, mais également la latence (écart temporel) entre ces ondes et entre la même onde pour des

enregistrements réalisés à différentes intensités de stimulation. L'intensité de cette stimulation a une influence importante sur les caractéristiques des PEA. La latence diminue quand l'intensité de la stimulation augmente et/ou quand une zone basale de la cochlée est stimulée (Don & Eggermont, 1978 ; Gorga et al., 1988). Lorsque l'intensité de stimulation augmente, les amplitudes augmentent également (Wolfe et al., 1978).

La stimulation couramment utilisée est un pulse d'intensité modifiable. Ce pulse a pour propriété de stimuler la cochlée tout entière. En somme, toutes les fréquences sont stimulées et le test correspond à une évaluation globale de l'audition. Contrairement à une audiométrie classique on ne peut distinguer alors une perte sur une fréquence précise. Pour pallier ce point, d'autres stimuli ont été mis en place comme les Tones Burst. Ces fréquences pures de courtes durées ne stimulent qu'une zone précise de la cochlée. L'utilisation de ces Tones Burst entraîne une amplitude de la réponse beaucoup moins grande et donc des résultats plus difficilement interprétables, surtout proches du seuil auditif.

Il existe différents types de PEA. Nous avons vu les PEA précoces qui correspondent au premiers relais du système auditif mais il existe également les PEA moyens et tardifs. Ceux-ci sont enregistrés sur des durées beaucoup plus longues. Par là même, ils correspondent à des niveaux d'intégration plus élevés. Les pics enregistrés ont alors une origine beaucoup plus corticale et sont représentatifs de l'intégration et de l'interprétation du signal entendu.

Dans le cas d'une surdité sévère, la question de l'origine de la perte auditive se pose. Les PEA permettent dans ce cas de vérifier le bon fonctionnement de chaque élément de la chaîne auditive et de prescrire une correction adaptée, comme la pose d'un implant dans le cas où seule la partie périphérique de la chaîne auditive est défaillante (Mason, S.M. et al., 1993). Ces PEA peuvent se montrer également utiles dans la perspective du réglage et contrôle du bon fonctionnement d'un implant comme nous le verrons plus tard.

Les ASSR

III – 1. Introduction.

Au même titre que les mesures PEA 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 » (décrit en Introduction) en synchronisant certaines fibres nerveuses 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 (voir II – 2.4.) 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.

III – 2. Méthodes et techniques.

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.

III – 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 (F_p). Celle-ci est, dans le cas des ASSR, modulée en amplitude à une fréquence précise (F_m). 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 (F_p) est elle aussi définie précisément et peut couvrir tout le spectre audible. Elle est principalement étudiée pour des fréquences de 500, 1000, 2000, 4000. 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).

III – 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 au stimulus 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.

$$((\text{Ecart de phase} + n * 2\pi) / 2\pi) * (1/F_m) = \text{Latence}$$

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.

III – 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 collaborateurs 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...). (III – 3.1.).

III – 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.

III – 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 part la maturation du traitement corticale de l'information auditive [Poulsen et al, 2007 ; Small et al. 2006].

III – 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.

III – 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). 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 profondeur de modulation correspond au rapport entre la différence et la somme du minimum et du maximum de la profondeur du stimulus (voir exemple). 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 est 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.].

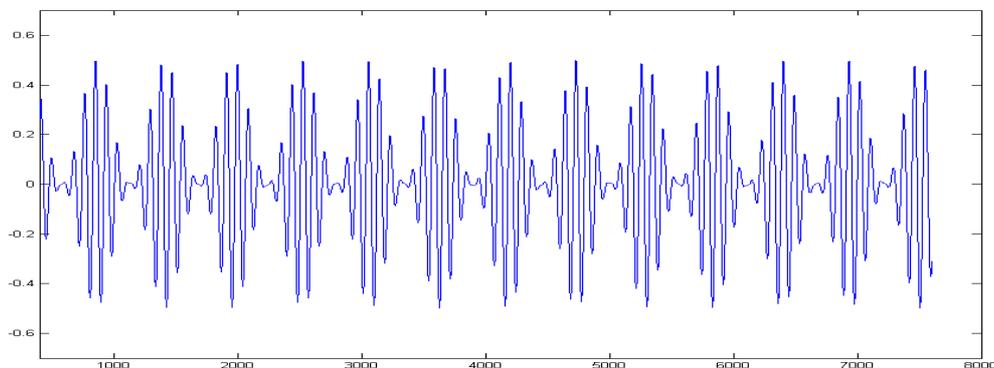


Figure 13.

*Stimulation ASSR. Fp = 500 Hz, Fm à 80 Hz, profondeur de modulation 100%.
Echelle : Ordonnée : Amplitude (1, -1) ; Abscisse : Durée en échantillons (44100/sec).*

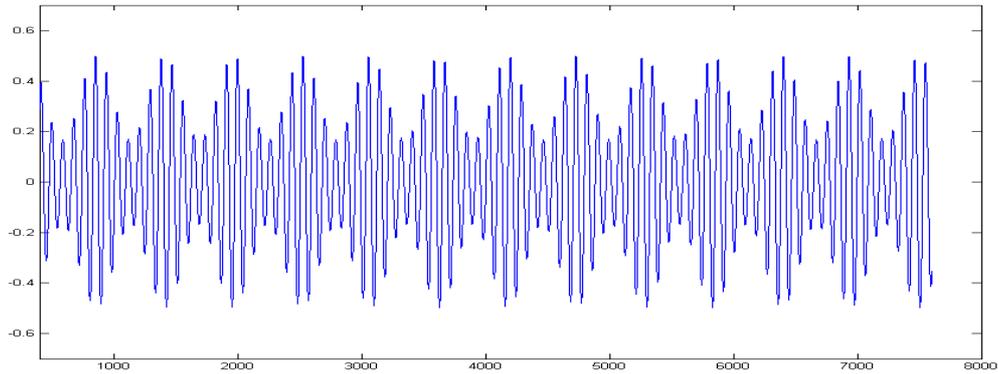


Figure 14.
Stimulation ASSR. $F_p = 500$ Hz, F_m à 80 Hz, profondeur de modulation 50%.
Echelle : Ordonnée : Amplitude (1, -1) ; Abscisse : Durée en échantillons (44100/sec).

III – 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. 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 multi fréquence 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 $1/\sqrt{N}$, 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 la 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 la 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].

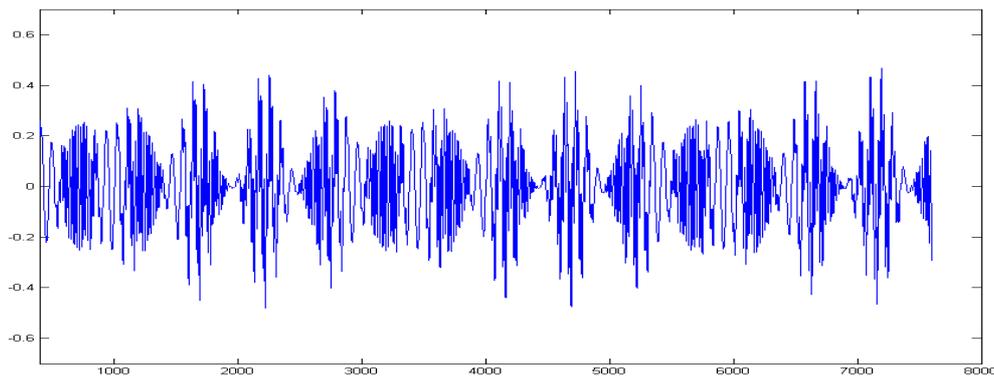


Figure 15.
*Stimulation ASSR. $Fp1 = 500$ Hz, $Fm1 = 80$ Hz, profondeur de modulation 100%.
 & $Fp2 = 1000$ Hz, $Fm2 = 90$ Hz, profondeur de modulation 100%.
 Echelle : Ordonnée : Amplitude (1, -1) ; Abscisse : Durée en échantillons (44100/sec).*

III – 2.3.3. La modulation de fréquence.

La modulation de fréquence (FM), implique une variation de la fréquence de la F_p en place ou en plus de la variation de son amplitude et entraîne par la 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.

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

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.

III – 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 réponses. 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.

III – 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. Cela se traduit par l'équation suivante régissant la modulation (pour une profondeur de 100%).

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

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 F_m 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.

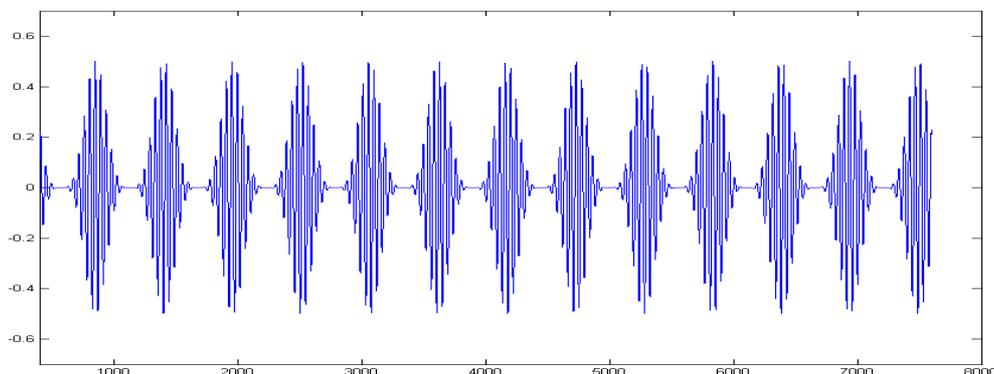


Figure 16.

Stimulation ASSR. $F_p1 = 1000$ Hz, $F_m1 = 80$ Hz Exponentiel, profondeur de modulation 100%.
Echelle : Ordonnée : Amplitude (1, -1) ; Abscisse : Durée en échantillons (44100/sec).

III – 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 quelque 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 forte, 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 (voir Partie 1). 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.

III – 3. Système de mesure et technique.

III – 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 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.

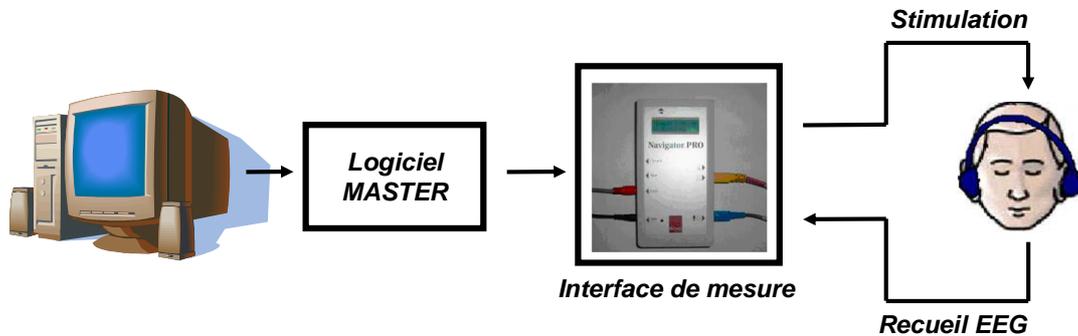


Figure 17.
Schéma de montage du système MASTER..

III – 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.

- Nombres 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).

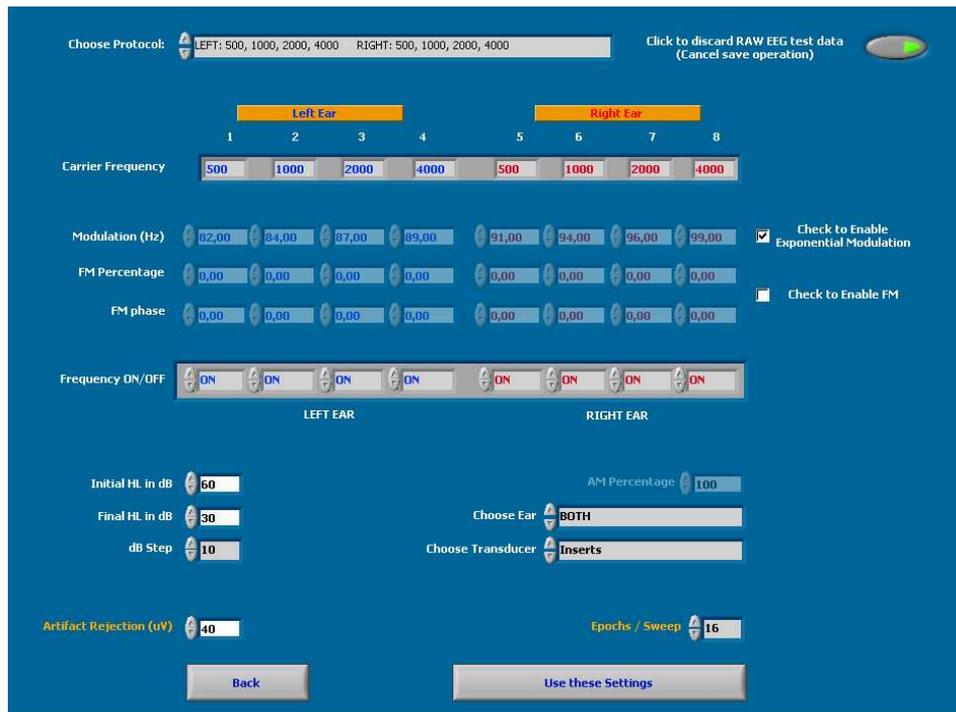


Figure 18.
Fenêtre des paramètres de mesure du système MASTER..

III – 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 :

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

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.

III – 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.

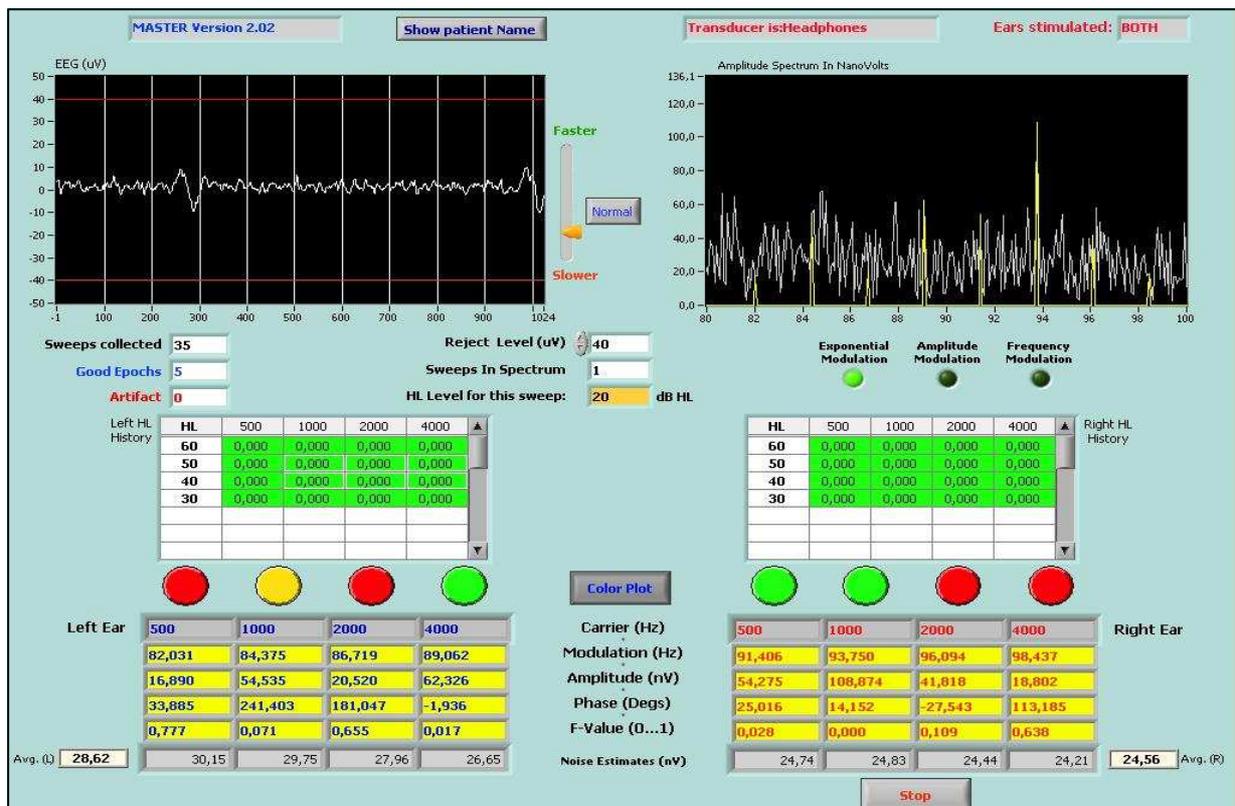


Figure 19.

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).

III – 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 dit « 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 systèmes 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 la 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.

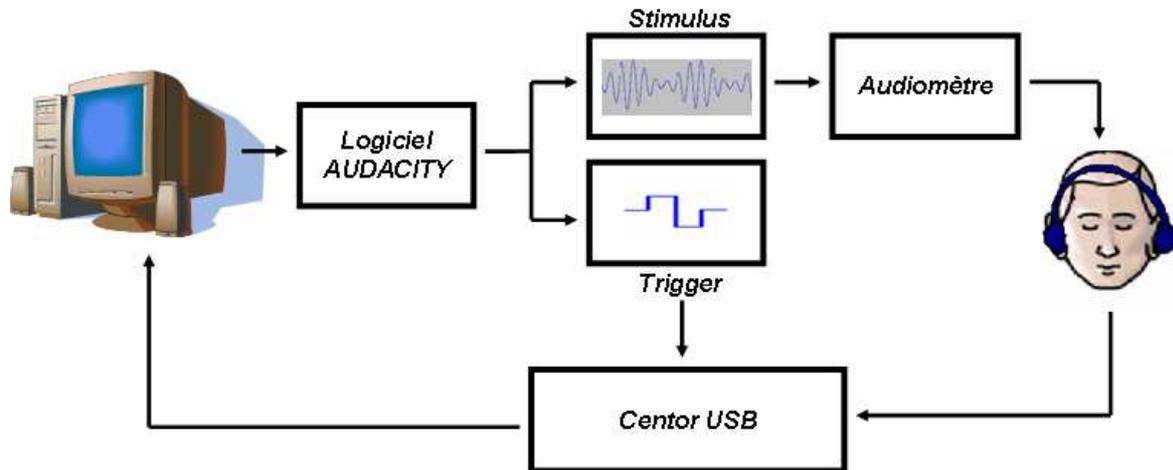


Figure 20.
Schéma de montage de notre système.

III – 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 l'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 lié. D'une part le stimulus à proprement parlé 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 quand à lui est un pulse émis toutes les N périodes de la modulante (avec N entier).

La durée de stimulation pouvant varier d'un sujet à un autre, nous avons pris 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 artéfact 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.

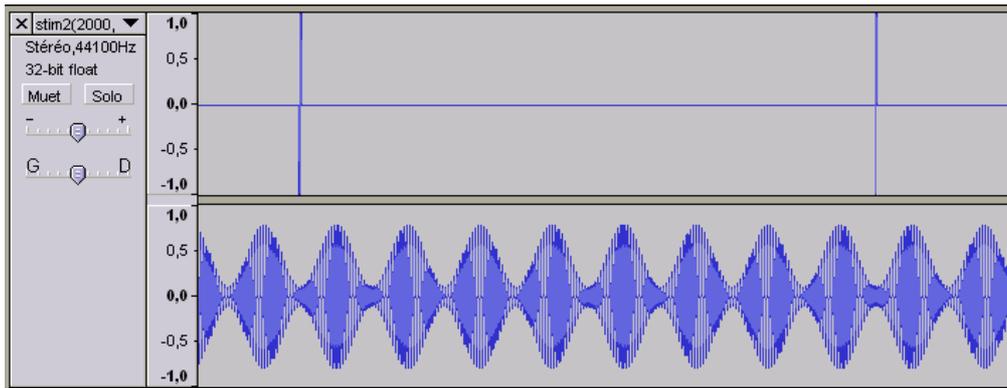


Figure 21.

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.

III – 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).

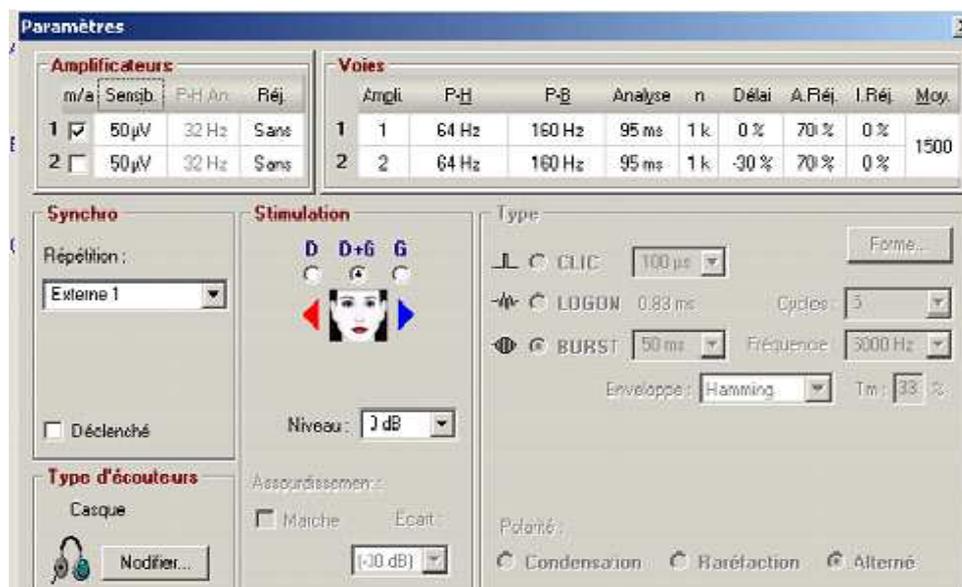


Figure 22.

Fenêtre de réglage du CentorUSB. Les différents paramètres d'acquisition peuvent être définis ici, tel que les fréquences de filtrage, la durée d'enregistrement, le nombre de points d'enregistrement...

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'elle 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 (inférieure 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 la même, est encore moins synchronisée sur la stimulation !!! Au fur et à mesure du moyennage, le bruit s'annule, alors que la réponse reste. 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.

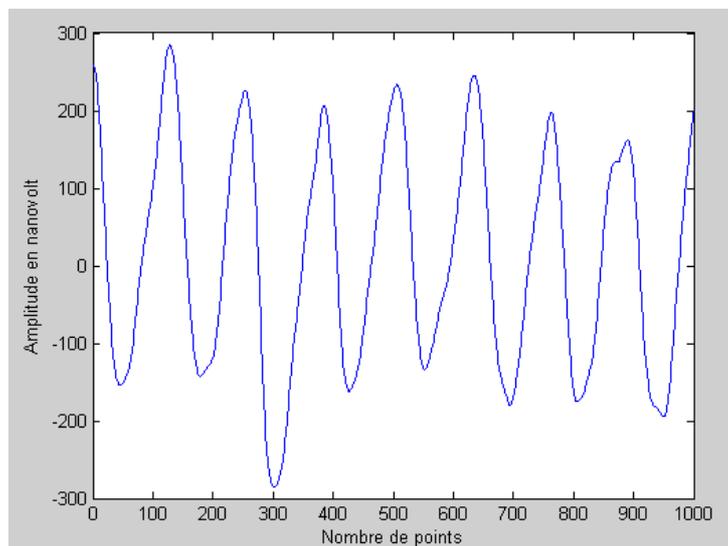


Figure 23.

Acquisition réalisée à l'aide du Centor USB. Cette trace temporelle 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.

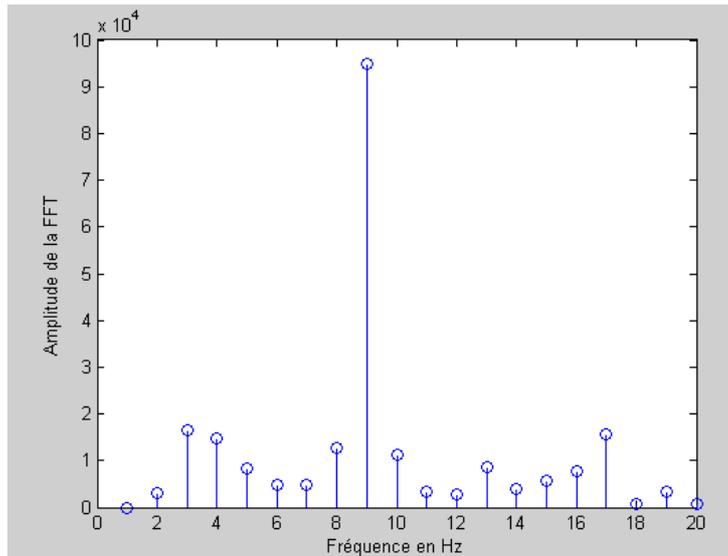


Figure 24.

Spectre du signal temporel précédent. On retrouve un « pic » à la fréquence de modulation utilisée.

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).

***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 ses 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).

IV – 1. Etude n°1 : Seuils auditifs objectifs.

IV – 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 commence 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 (partie IV - 3).

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

IV – 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.

IV – 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.

IV – 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.

IV – 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 pertes.

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 mal-entendant. Elle est précise et rapide comme nous l'indique Canale et al en 2006.

IV – 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 part 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.

IV – 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 détails 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.

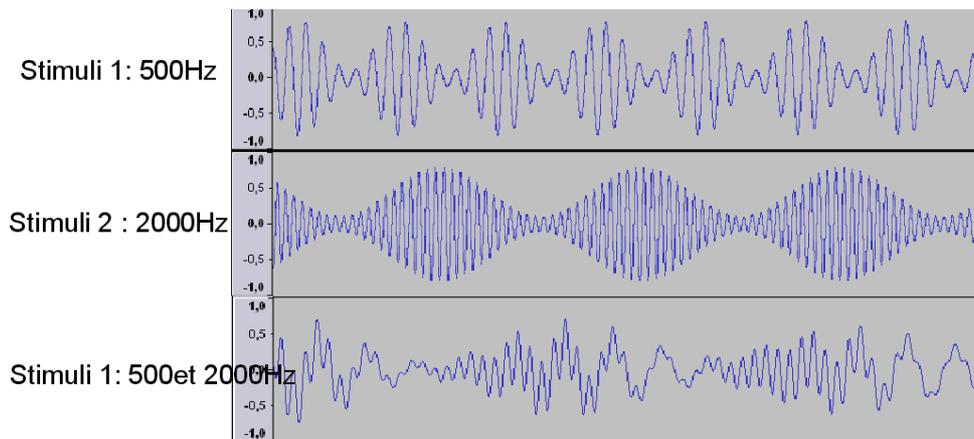


Figure 25.

Exemple de stimulation utilisé pour cette étude.

Simuli 1 : 500 Hz modulé à 90Hz, Stimuli 2 : 2000 Hz modulé à 79 Hz, Stimuli 3 : Stimuli 1 et stimuli 2 présenté simultanément.

IV – 1.3. Résultats et discussion.

IV – 1.3.1. Durée d'enregistrement.

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

IV – 1.3.2. Seuils audiométriques obtenus.

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.

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 20dB 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.

En moyenne, on constate que notre système, obtient des résultats similaires à ceux du système Biologic. Il est intéressant de noter que de 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).

	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 sujet : 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)

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

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

IV – 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).

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).

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

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.

Pour cette étude, nous avons utilisé notre propre système de mesure décrit au paragraphe III 1.1.2. Celui-ci est le seul qui nous permette de réaliser ce type de stimulation.

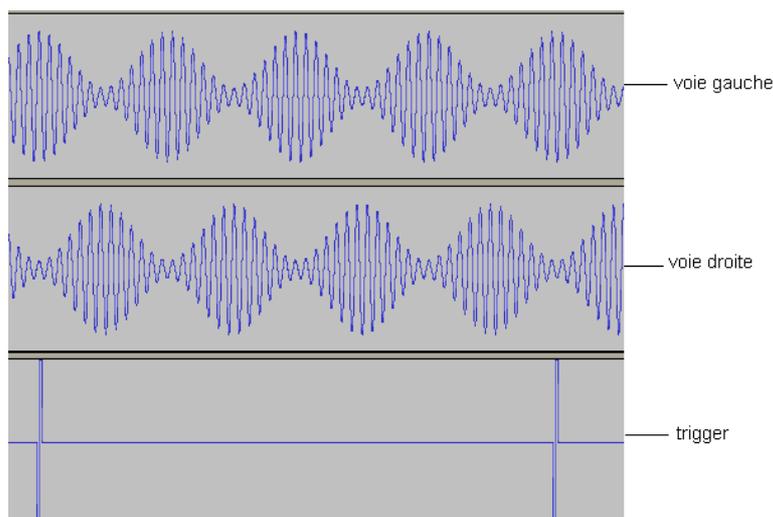


Figure 26.

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.

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 20Hz, 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.

IV – 2.3. Résultats et discussion.

IV – 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'artéfacts 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.

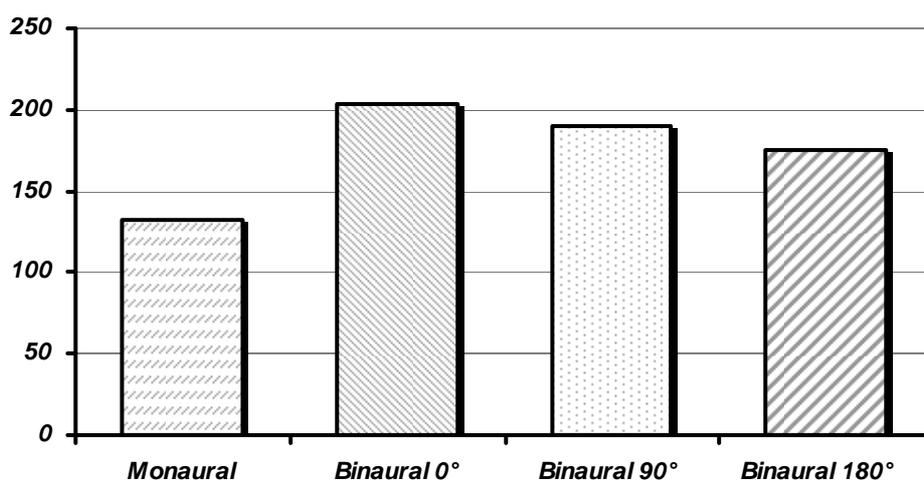


Figure 27.

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.

IV – 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.

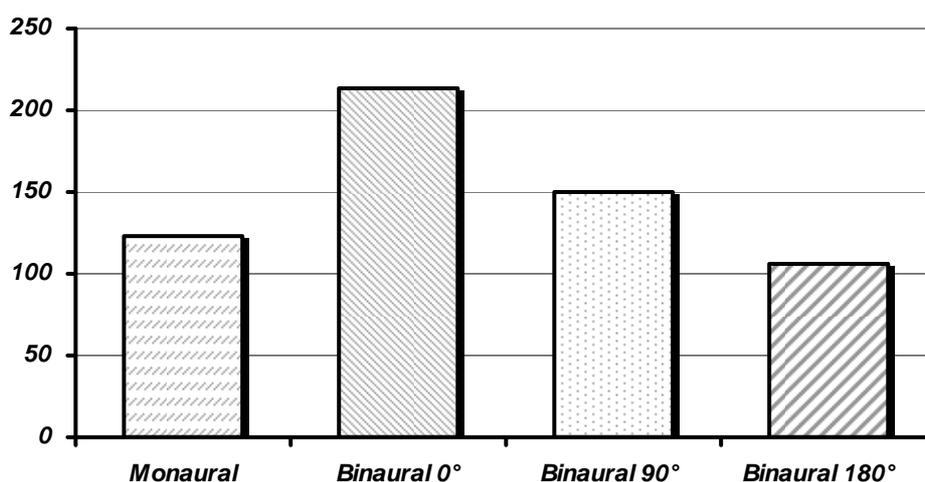


Figure 28.

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.

IV – 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 »).

IV – 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.



Available online at www.sciencedirect.com



Hearing Research 235 (2008) 105–113

Hearing
Research

www.elsevier.com/locate/heares

Research paper

Relationship between loudness growth function and auditory steady-state response in normal-hearing subjects

Mikaël Ménard^{a,b,c,e,f,*}, Stéphane Gallégo^d, Christian Berger-Vachon^{a,b,c,d,e},
Lionel Collet^{a,b,c,d,e}, Hung Thai-Van^{a,b,c,d,e}

^a Université de Lyon, Lyon F-69003, France

^b Université Lyon 1, Lyon F-69003, France

^c CNRS, UMR 5020, Neurosciences Sensorielles, Comportement, Cognition, Lyon F-69007, France

^d Hospices Civils de Lyon, Service d'Audiologie et d'Explorations Orofaciales, Hôpital Edouard Herriot, Lyon F-69003, France

^e Institut Fédératif des Neurosciences de Lyon, Lyon-Bron F-69677, France

^f Laboratoire MXM, 2720 Chemin Saint-Bernard, 06224 Vallauris, France

Received 20 July 2007; received in revised form 10 October 2007; accepted 20 October 2007

Available online 13 November 2007

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 correspond 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 niveaux de sonie obtenus, 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 amplitude (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.

IV – 3.1. Introduction.

The development and enhancement of physiological measurements of hearing is a principal research domain in audiology. Subjective methods are of little or no value for the assessment of very young children, older patients or those with attention-deficient. Therefore accurate, reliable and precise objective measures are needed. Electrophysiological response methods are already available, including auditory brainstem responses (ABRs) or otoacoustic emissions (OAEs). However, these methods are limited because they require frequency-by-frequency and/or ear-by-ear testing, as in conventional audiometry.

Auditory steady-state responses (ASSRs) seem promising for estimating the physiological threshold and for more complex auditory exploration. ASSRs are electrophysiological responses evoked by one or more carrier frequencies (F_c) presented simultaneously and amplitude-modulated at a specific frequency (F_m). The carrier is the specific test frequency, as in classical audiometry. The activity of the specific area in the cochlea stimulated by the F_c “follows” the amplitude variation at this frequency [Dimitrijevic et al., 2001; John et al., 2003; Picton et al., 2003]. In the ASSR method, this amplitude variation corresponds to the F_m . This electrical activity phase locked to the modulation is recorded by an EEG. The small (microvolt) signal generated is extracted from the EEG background noise via a combination of time averaging and high-resolution spectral analysis. The expected response is the amplitude of the modulation frequency in the EEG spectrum. The threshold is estimated by computerized statistical evaluation of the electrophysiological response (modulation frequency amplitude) versus energy on either side (EEG noise amplitude), making the method entirely objective. Several systems of ASSR measurement and assessment are available. The MASTER System [John et al., 1998; John & Picton., 2000a,b; Dimitrijevic et al., 2002] used in the present study includes statistical response assessment.

The objective threshold estimates obtained using ASSR have been found to be generally comparable to those obtained with other objective methods. Auditory steady-state responses were first recorded with repeated stimuli at 40 Hz [Galambos et al., 1981; Stapells et al., 1984]. In general, physiological thresholds for the 40 Hz modulation are about 10 dB above hearing thresholds [Galambos et al., 1981; Picton et al., 2003]. Later studies showed that this type of response could be recorded over a broader frequency modulation band than 40 Hz. In fact, for a 40 Hz modulation, the state of vigilance changes the response, and multiple stimuli decrease its amplitude [Ross et al., 2003]. Higher modulation frequencies (around 80 Hz) thus seem preferable for audiometric measurements, because responses to these frequencies are less affected by the arousal level [Cohen et al., 1991; Aoyagi et al., 1993]. In general, 80 Hz responses can be detected down to 15 dB above hearing thresholds [Herdman et al., 2001; Dimitrijevic et al., 2002]. ASSR recording has been shown to be efficient for evaluation of detection thresholds in infants, young children and hearing-impaired patients [Cone-Wesson et al., 2002; Perez-Abalo et al., 2001]. In a previous research paper, we described the characteristics of ASSR in subjects with cochlear implants [Menard et al., 2004] and found that the ASSR threshold in these patients was around 10 dB above the behavioral detection threshold.

The ASSR method for detecting the auditory threshold is based on the presence or absence of a response at the modulation frequency tested. Lins et al (1995) showed that the amplitude of the ASSRs follows the intensity of

the stimulus, although this increase is not linear (see lower part of figure 29). This type of non-linearity with intensity is also encountered with hearing sensation and loudness growth function (see upper part of figure 29). People with cochlear defects and outer hair cell (OHC) loss usually display loudness recruitment [Moore, 1989]. This effect produces abnormal, more rapid growth in loudness perception than in normal-hearing subjects. Although faint sounds are not detectable, high intensity sounds are as loud as for normal listeners. However, sounds which are easily audible may not be easily intelligible. Loudness normalization is a strategy which aims to restore the perception of sound in hearing-impaired listeners to levels close to that of normal hearing subjects [Dillon et al., 1996; Kiessling et al., 1996]. Today, loudness growth function can be measured accurately and relatively quickly with categorical loudness scaling procedures [Allen et al., 1989]. However, as with audiometry, these measurements require the attention and active cooperation of the patient. The present study assesses the relationship between ASSR amplitude and the loudness growth function.

Moore (1996) showed that in normal hearing subjects the relation between loudness and intensity was linear for a stimulation intensity above 60 dB SPL, but non-linear for intensities below this value. If ASSR amplitude is correlated with loudness growth function, the relation between those two data will be linear, unlike the relation demonstrated between ASSR amplitude and intensity [Lins et al., 1995] and that between loudness and intensity [Moore et al., 1996]. This linear-non-linear difference allows differentiation between the loudness and intensity and so determines whether the ASSR amplitude is better correlated to loudness or intensity. With hearing impaired subjects, the relation between intensity and loudness is linear, due to the loss of OHCs and therefore it is impossible to tell with which parameter, loudness or intensity, the ASSR amplitude is correlated. This is why normal hearing subjects are the most appropriate for evaluating this relation between ASSR amplitude and loudness.

Objective methods for estimating loudness growth have been proposed using electrophysiological measurements including auditory brainstem response (ABR) [Geisler et al., 1958; Picton et al., 1974; Darling et al., 1990] and otoacoustic emissions [Kemp et al., 1978]. In the case of ABR, the most frequently used parameter in attempts to study loudness growth is the ABR wave V latency-intensity function [Gorga et al., 1985; Picton et al., 1977]. Various studies have tried to establish a relationship between loudness and ABR [e.g., Serpanos et al., 1997; Thornton et al., 1987, 1989] but with contradictory results. The variability of these results could be explained by the use of different test parameters (stimuli and intensities) when measuring the behavioral and electrophysiological functions. This relationship was established for normal hearing subjects [Serpanos et al., 1997; Bauer et al., 1975; Galambos et al., 1978] but no real comparison between loudness and stimulus intensity has ever been made. The objective estimation of the loudness growth function was interesting in that it allowed the detection of auditory impairment but this correlation between loudness and ABR could not be replicated in hearing-impaired subjects. Perhaps due to the stimulus: the clicks used may not have been appropriate to hearing-impaired subject. For Pratt et al (1977), this type of electrical activity may be an inappropriate set of neural parameters for estimating loudness. However, Gallego et al. (1999) clearly established a relationship between electrical ABR and loudness on cochlear implanted subjects, a result that is encouraging for future investigation. Otoacoustic emissions have also been used for loudness assessment [Neely et al., 2003; Epstein et al., 2005]. Müller (2004) suggested that both distortion product otoacoustic emissions (DPOAEs) and loudness

growth may be determined by the same source of non-linearity. DPOAEs are able to quantify the loss of cochlear sensitivity and compression. However, these methods are limited because they require frequency-by-frequency and/or ear-by-ear testing, as does conventional audiometry.

Today, the ASSR method is generally used to assess the detection threshold [Cone-Wesson et al., 2002]. Thus the only information considered is whether or not there is a response at the tested modulation frequency. The present paper assesses the relationship between ASSR amplitude and loudness growth function in normal hearing subjects. The main goal of our study was to establish whether ASSR amplitude is more correlated to loudness than simply to the stimulation intensity.

IV – 3.2. Material & Methods.

IV – 3.2.1. Subjects.

11 subjects (5 males - 6 females) took part in the study. Their ages ranged from 19 to 28 years. All these subjects reported normal hearing. The pure-tone averages (500 and 2000 Hz) were below 10 dB HL. The subject was comfortably seated in an anechoic room and encouraged to fall asleep during recording in order to reduce EEG background noise during the ASSR measurements. The study was conducted in the Edouard Herriot Hospital in Lyon and informed consent was obtained from all subjects.

IV – 3.2.2. Perceptual measures (Loudness scaling).

First, loudness growth function was measured using a categorization loudness-scaling procedure in which subjects had to rate the loudness of a pure-tone signal presented at different pressure levels as “Inaudible”, “Very Soft”, “Soft”, “Comfortable/Soft”, “Comfortable”, “Comfortable/Loud”, “Loud”, “Very Loud”, or “Too Loud”. This procedure was first described by Allen et al. (1989). The subjects were isolated in an anechoic room during the two phases of the study. Sounds were presented via an audiometer (Interacoustic AC40) and a TDH 39P headphone in the right ear. First, detection threshold and maximum bearable intensity (discomfort threshold) were measured for 500 and 2000 Hz tones of 3-second duration. These frequencies are representative of human hearing and are interesting for future comparison with hearing-impaired subjects and those with presbycusis (500 Hz near zero deafness, 2000 Hz hearing loss present).

Tones were presented at 15 intensities between the detection and discomfort thresholds. The increments in intensity thus varied from subject to subject and frequency to frequency, being calculated by dividing the dynamics (difference between detection and discomfort thresholds) by 15. Each intensity was randomly presented 3 times for 3 seconds with a 5-second interval between each tone. For each presentation, the subject had to rate the loudness according to the 9 categories indicated above. Finally, the average stimulus intensity corresponding to each loudness category was calculated and the loudness growth functions for each subject and for the two frequencies were obtained.

IV – 3.2.3. Objective measure (ASSR).

For the objective part of the study, we measured ASSR amplitude for each stimulus intensity obtained in the first step (loudness scaling). The ASSR stimulus (amplitude-modulated carrier frequency) was presented with an intensity corresponding to one of the loudness levels obtained in step 1 (for example: “Comfortable”) which were different for each subject. The six loudness levels were randomly presented (“Very Soft”, “Soft”, “Comfortable/Soft”, “Comfortable”, “Comfortable/Loud” and “Loud”); the other levels could not be tested because they were too unpleasant for such continuous high intensity stimulation. This procedure was done for the two tested Fcs (500 & 2000 Hz) presented singly and separately (Monotic Single (MS)).

The acoustic stimulus was delivered by the Bio-logic MASTER system and consisted of one carrier frequency “Fc” (500 or 2000 Hz as for loudness scaling) modulated in amplitude by a modulation frequency “Fm” close to 80 Hz. The depth of the modulation frequency was 100%. The signal generated by the system was presented in the right ear by the same headphone as in the first part and in the same way.

Recording was carried out using electrodes placed on the head. The electrode connected to the ‘+’ amplifier input was placed at the vertex, the electrode connected to the ‘-’ on the neck just below the hair line, and the ground electrode on the forehead. After amplification and filtering, the spectral and temporal characteristics of the EEG data were analyzed using the MASTER system. The main objective of the analysis was to extract the response (the amplitude of the modulation frequency) from the EEG background noise. The MASTER program acquires data by 1,024-point blocks and splices them to form “epochs”, allowing very high-resolution spectral analysis. Sixteen such epochs form a “sweep”; the sweeps were averaged to improve the signal-to-noise ratio of the response. The amplitude of the response was displayed graphically on-screen and statistical analysis determined whether the responses were significantly present ($p \leq 0.05$) [John & Picton., 2000]. To minimize artifacts and other interference, sweeps containing signals exceeding ± 90 mV were rejected [John et al., 1998]. The number of sweeps needed varied and depended on the stimulus intensity and on the subject. During this study, we continued to record sweeps until the ASSR amplitude stabilized. This stability was reached when the ASSR amplitude showed less than a 10 % variation for three consecutive sweeps. After 32 sweeps without significant amplitude, we considered that there was no response. The minimum number of sweeps was 10.

IV – 3.3. Results.

IV – 3.3.1. Perceptual results (loudness scaling).

Mean loudness level per frequency is shown in the upper part of figure 29. Subjects had normal hearing, with a mean detection threshold close to 0 dB HL. The average dynamic range (difference between detection and discomfort thresholds) was 93 dB at 500 Hz and 87 dB at 2000 Hz (see upper part of figure 29). The loudness-intensity function has two distinct parts with different slopes: below 65 dB HL the slope for 500 Hz was +8% loudness level/dB and +7% loudness level/dB for 2000 Hz. Above 65 dB, the slope for 500 Hz was +16% loudness level/dB and +15% loudness level/dB for 2000 Hz. Simple regression between loudness and stimulus intensity gave $R^2=0.9$ ($p < 0.001$) and confirms the difficulty to make the difference between this two data.

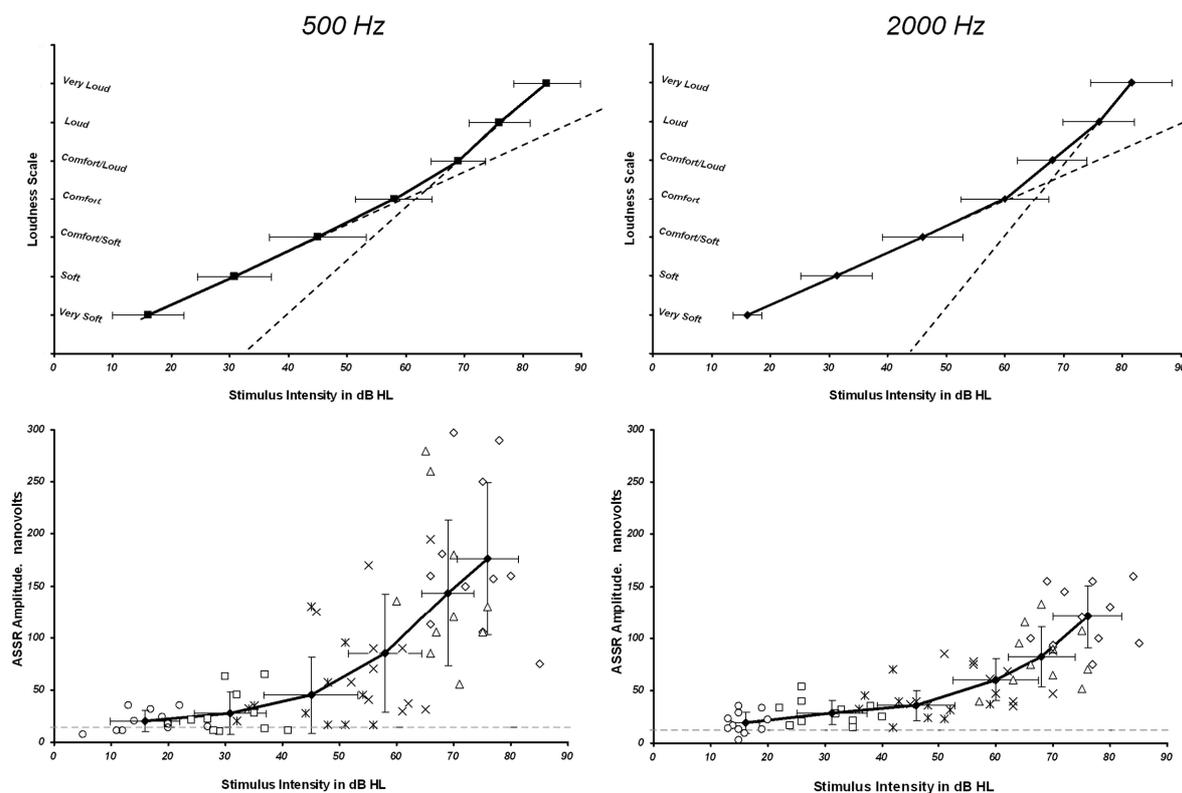


Figure 29.

Loudness and ASSR amplitude as a function of stimulation intensity for 500 Hz and 2000 Hz. The upper plots represent the average stimulus intensity (dB HL) for each loudness level as defined by the first part of the study (Loudness scaling) and for the two tested frequencies (500 and 2000 Hz). The relation between loudness growth function and intensity was identical for the two tested frequencies. The function shows two parts, in line with the literature (dotted lines). The lower plots represent the mean ASSR amplitude for the different loudness levels tested (second part of the study). Each symbol corresponds to a particular subject for all loudness levels. The gray dotted line represents the mean EEG noise during ASSR recordings. Values on or below this line are not valid. ASSR amplitudes were greater at 500 than at 2000 Hz when the loudness level was above “Comfort/Soft”.

IV – 3.3.2. ASSR amplitude.

For each subject, twelve values were recorded, corresponding to the ASSR amplitude for each loudness level and frequency (see lower part of figure 29). ASSR amplitude increased as stimulus intensity increased [Picton et al., 2005]. ASSR dispersion also increased. The number of sweeps analyzed differed across the different intensities of the stimuli (Very soft: 29±4, Soft: 25±5, Comfort/soft: 23±7, Comfort: 20±7, Comfort/loud: 16±5, Loud: 12±7). With low loudness levels, ASSR amplitude was near the noise level and thus not statistically significant. The relation between ASSR and intensity was not linear as it was for loudness and intensity.

A two-way ANOVA for repeated measures indicated that the carrier frequency had an influence on the response amplitude for loudness levels greater than or equal to “Comfortable/Soft” with an amplitude 1.5 times smaller for 2000 Hz than for 500 Hz ($p < 0.001$ for loudness levels greater than or equal to “Comfortable/Soft” and $p = 0.089$ for loudness levels under “Comfortable/Soft”). The inter-subject variation in ASSR amplitude was likewise smaller for 2000 Hz.

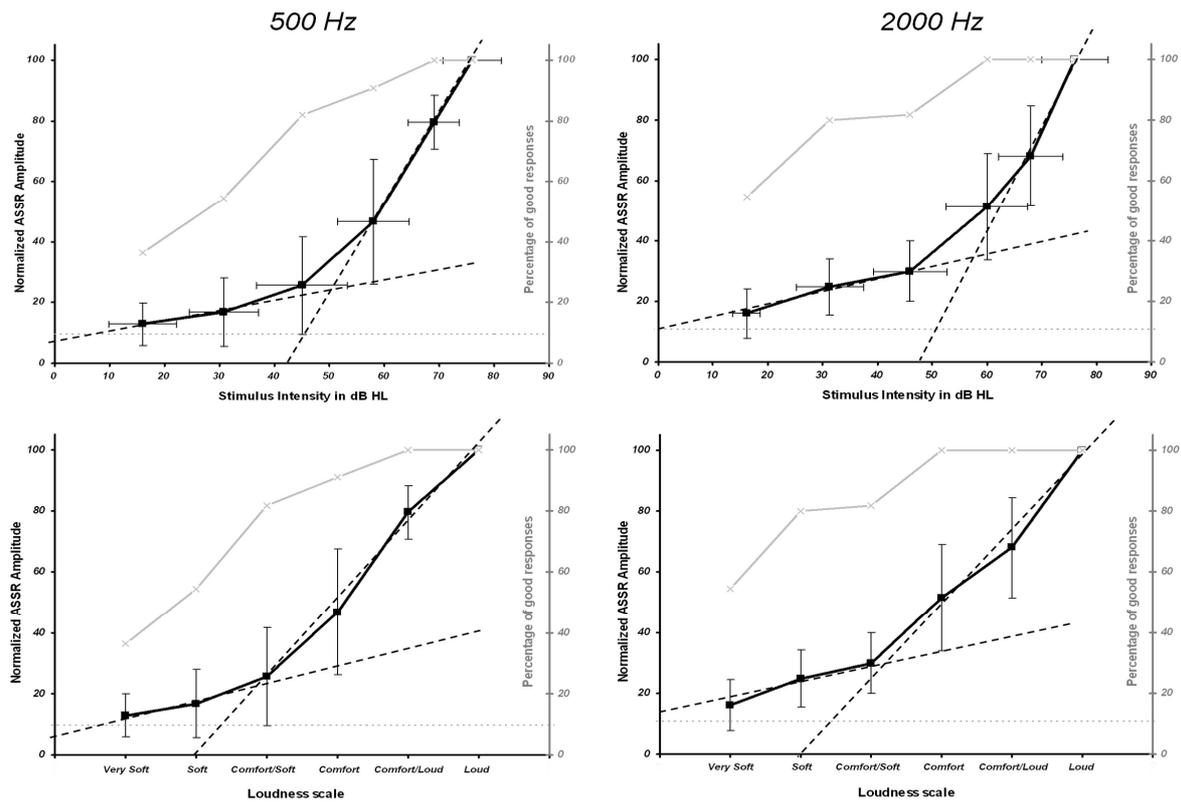


Figure30.

. Normalized ASSR amplitude as a function of stimulation intensity and loudness levels of 500 Hz and 2000 Hz. The upper plots represent the normalized ASSR amplitude for each stimulation intensity. The lower plots represent the normalized ASSR amplitude for the different loudness levels tested. The normalized noise level is represented by the gray dotted line. The percentage of valid responses for each loudness level is represented by the gray line (y axis on the right). Below the “Comfortable” threshold, the percentage of valid responses is less than 100%. This percentage decreases with decreasing loudness. The difference between the two frequencies disappears with normalization. The variations in ASSR amplitude were similar for 500 and 2000 Hz. The linearity of the responses is modeled by the black dotted lines. The noise level is indicated by the gray dotted line.

IV – 3.3.3. Normalized ASSR amplitude.

All the data obtained were combined and normalized to enhance comparison. ASSR amplitudes were normalized using the maximum ASSR amplitude as the reference point. This maximum was reached for the “Loud” loudness level, thus giving all normalized ASSR amplitudes for “Loud” a value of “100”, and the other values a percentage of 100. The EEG noise level was also normalized. After normalization, no significant difference remained between the two carrier frequencies, unlike in the pre-normalization results (two way repeated measures ANOVA: $p=0.774$).

After a stepwise multiple linear regression, we showed that loudness explains more variance than intensity. Stepwise multiple linear regression results were for Loudness $R^2 = 0.81$, $p < 0.001$, $f = 556$ and for Intensity $f = 1.3$, $p = 0.26$.

IV – 3.3.3.1. Normalized ASSR amplitude as a function of stimulus intensity.

The variation in ASSR amplitude with respect to stimulus intensity was similar for the two test frequencies. This variation was not linear and the slope of the normalized ASSR amplitude/dB ranged from 3.2 % (normalized ASSR)/dB to 0.4 % (normalized ASSR)/dB (upper part of figure 30). Linear regression gave a coefficient $R^2 = 0.71$ ($p < 0.001$) for the relation between normalized ASSR amplitude and intensity of stimulation.

From the two most significant points (“Comfortable/Loud” and “Loud”), an estimation of the expected ASSR amplitude was made using linear regression. The experimental ASSR amplitudes were compared to these values and a student test used to confirm the linearity of the responses obtained for the different loudness levels (see symbol in Figure 31). From this comparison, no point (except the “Comfortable/Loud” and “Loud” level) was statistically correlated to the linear function ($t < 0.05$). This statistical comparison confirmed the non-linear relation between stimulus intensity and ASSR amplitude.

IV – 3.3.3.2. Normalized ASSR amplitude as a function of loudness.

Normalized ASSR amplitude as a function of loudness level did not significantly vary between 500 Hz and 2000 Hz (lower part of figure 30). The curve for the variation in ASSR amplitude had two distinct regions with two different slopes: below the “Comfortable/Soft” level, the slope for both frequencies was 5 % (normalized ASSR)/step, vs. 24 % (normalized ASSR)/step above. Linear Regression gave a coefficient $R^2 = 0.81$ ($p < 0.001$) for the relation between normalized ASSRs and loudness growth function.

Contrary to the ASSR amplitude-intensity function, the linear regression confirmed the close correlation between ASSR amplitude and the loudness function (see symbol in Figure 31). ASSR amplitude for loudness between “loud” to “comfort/soft” level was linearly correlated (student test: $t > 0.05$). So ASSR amplitude was more strongly correlated with loudness than with stimulus intensity.

IV – 3.3.4. Normalized ASSR amplitude with noise subtraction.

An explanation for these two slopes in the ASSR/loudness response could be the EEG noise. This noise was the mean amplitude of the EEG spectrum. The percentage of responses significantly greater than the EEG noise (valid responses) decreased with decreasing loudness levels (in gray in figures 30). At low loudness levels, the ASSR amplitude was small and the amplitude of the EEG noise could have disturbed the response. At higher levels, EEG noise was not significant (see figure 31).

EEG noise was random in amplitude and phase, unlike the ASSRs, which were stable in both amplitude and phase. This difference makes it possible to correct the ASSR amplitude. The response measure was a mix of the EEG noise and ASSR amplitude according to the following equation.

$$EEG^2 = ASSR^2 + Noise^2 \Leftrightarrow ASSR = \sqrt{EEG^2 - Noise^2}$$

From this equation, ASSR amplitude can be extracted, basically by subtracting the noise from the EEG signal. The mean noise amplitude was measured by the Master System. With noise subtraction, correlation results

between normalized ASSRs, intensity and loudness were similar to those obtained without subtraction. Linear regression gave a coefficient $R^2 = 0.71$ ($p < 0.001$) for normalized ASSR/intensity, $R^2 = 0.81$ ($p < 0.001$) for normalized ASSR/loudness step, and a stepwise multiple linear regression gave for Loudness $p < 0.001$, $f = 562$ and for Intensity $f = 1.1$, $p = 0.3$.

The linearity between the ASSR amplitude-loudness function was effective from the “comfort/soft” loudness level. Below this level, the ASSR amplitude slope decreased. With noise subtraction this linearity increased (figure 31). It was possible to statistically assess the noise influence using linear regression. Equation (a) allowed the deduction of ASSR amplitude without noise subtraction, and equation (b) to deduce it with noise subtraction. ASSR amplitude was expressed in terms of normalized ASSR magnitude (0 to 100) and loudness level in terms of loudness steps (0 to 8).

$$\begin{aligned} \text{ASSR (with noise)} &= -13.2 + (17.4 * \text{Loudness Level}) \quad \text{(a)} \\ \text{Estimated loudness level Threshold (with noise)} &= 13.2/17.4 = 0.7 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{ASSR (without noise)} &= -19.5 + (18.3 * \text{Loudness Level}) \quad \text{(b)} \\ \text{Estimated loudness level Threshold (without noise)} &= 19.5/18.3 = 1 \end{aligned}$$

From equation (a), the ASSR threshold appeared (ASSR > 0) for loudness levels under “very soft” (“1”), close to the “Inaudible” level. This “abnormality” could be explained by the noise level. With noise subtraction (b), the ASSR threshold appeared, as expected, for loudness levels equal to “very soft” (“1”).

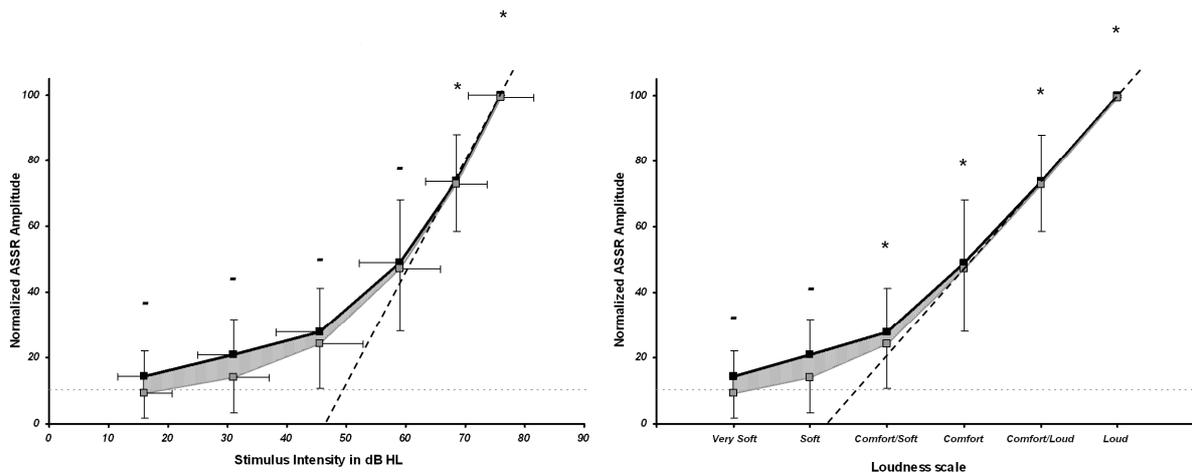


Figure 31.

Normalized ASSR amplitude as a function of stimulation intensity and loudness level for the two frequencies tested. The gray dotted line represents the mean EEG noise during ASSR recording. In black are the data without noise subtraction and in gray with noise subtraction. This correction was really effective for low loudness levels, with small response amplitudes. Differences obtained with noise subtraction are indicated by the area in gray. Linear regression from the two most important points (“loud” and “comfort/loud” levels) are represented by the black dotted lines. Statistical correlation between the experimental responses and the linear estimation are indicated for each loudness level with a symbol (* : for correlation, - : for non correlation). The ASSR amplitude-loudness function was linear up to the “comfort/soft” level whereas the ASSR amplitude-intensity function was not linear.

IV – 3.4. Discussion.

The main goal of our study was to assess the relation between ASSR amplitude and loudness growth function. The results clearly show a strong correlation between ASSR amplitude and loudness scaling (linear between “loud” and “comfort/soft” loudness level). The fact that this objective measure is correlated more strongly with a sensation than with stimulus intensity is of interest for hearing aid fitting and for possible future clinical use.

IV – 3.4.1. Loudness scaling.

The loudness scaling results obtained in the first part of the study agree with those in the literature. The average dynamic ranges (difference between detection and discomfort thresholds) obtained was in agreement with those reported by Sherlock et al. (2005), with a value of 93 dB at 500 Hz (*vs* 91 dB for Sherlock et al.) and 87 dB at 2000 Hz (*vs* 88 dB for Sherlock et al.). The stimulus intensities corresponding to each loudness level were similar to those of Allen et al. (1990). At 500 Hz we obtained a value of 16 dB HL for the “Soft” level (*vs.* 17 dB HL for Allen), 59 dB for the “comfort” level (*vs.* 62 dB HL) and 76 dB for the “loud” level (*vs.* 76 dB HL). At 2000 Hz, however, Allen reported a difference of nearly 10 dB compared to the 500 Hz values for each loudness level, whereas we obtained approximately the same values at 500 and at 2000 Hz.

IV – 3.4.2. ASSR amplitude and stimulus intensity.

Two distinct parts were evidenced for the ASSR amplitude-intensity function. The slope of the function above 55 dB was significantly greater than the slope below 55 dB (upper part of figure 30). Lins et al. (1995) obtained the same results, with ASSRs increasing more rapidly at intensities above 70 dB SPL. The mean behavioral threshold (T) obtained by Lins et al. using a method of 10 dB steps was 10 dB SPL; thus, the variation in slope started at an intensity close to 60 dB HL. In our study, the intensity of the “Comfortable/soft” level, corresponding to the change of slope was 55 dB SL (SL equal to HL, as our subjects had normal hearing), similar to the 60 dB reported by Lins et al. This observation may be useful for comfort threshold detection. The stimulus level related to the change in slope may be linked to the comfort threshold. This difference in slope was larger for lower than for higher carrier frequencies (figure 29) [Lins et al., 1995].

EEG noise correction can not entirely explain the non-linearity of the ASSR amplitude-intensity function (see figure 31). The non-linearity could be physiologically explained by the activity of the outer hair cells. For normal-hearing listeners, the OHCs enhance discrimination in the cochlea at low stimulus intensity. So only the fibers tuned to the characteristic frequencies near the carrier frequency would be activated. At higher stimulus intensities, the spread of activation in the cochlea would be wider, thereby activating more inner hair cells. This could explain this difference in slope in the response obtained. Consequently, the relation between ASSR amplitude and loudness would be more linear in subjects with OHC loss. The amplitude of the ASSRs could reflect the activity of the OHCs and be an objective measure of loudness recruitment. This measure would need to be confirmed with hearing impaired subjects.

Lins et al. used high pass masking to investigate the consequences of this wider spread of activation. They demonstrated that high-pass filtered noise significantly attenuated the ASSR amplitude for stimuli up to 70 dB SPL. In the case of multiple stimuli presented simultaneously, this increasing amplitude does not occur and ASSR/intensity function will grow linearly.

IV – 3.4.3. ASSR amplitude and loudness growth function.

The ASSR amplitude-loudness function was linear from the “comfort/soft” to the “loud” level (lower part of figure 30 and figure 31). Below this level the slope of the function shows a decrease. The percentage of valid responses (amplitude significantly higher than the background EEG noise) can partly explain the different slopes obtained for ASSR amplitude. The percentage of valid responses was under 100% for levels below “comfortable” and decreased with decreasing loudness. The ASSR response amplitude was composed of the response plus the EEG noise. The noise became significant and disturbing for low loudness levels, giving small response amplitudes. The correction made by subtracting the noise from the ASSRs (figure 31) confirmed this point. Low loudness level amplitudes were significantly lower after correction. The difference in slope decreased with this correction, and the linearity increased (see equations (a) and (b)).

The ASSR threshold can be extrapolated from this linearity. The amplitude of the response was obtained for some loudness levels above the threshold and the physiological threshold was extrapolated from these data. In this case, the “estimated” detection threshold (for ASSR amplitude equal to zero) would be at the “Soft” level rather than the “Very soft” sensation level expected (see the dotted line in the lower part of figure 30). One reason to explain this difference between the ASSR and behavioral thresholds could be that the response measure was not precisely time-locked with the stimulation near the threshold. Since the analysis requires time-locking, the response may not be recognizable near the threshold [Picton et al., 2003]. In line with the results of Picton et al. (2003), we found that ASSR amplitude is linearly correlated with the loudness growth function but, as in objective audiometry, the extrapolated threshold is much higher than the behavioral threshold.

This agreement was shown for normal hearing subjects. Pratt et al. (1977) found a close correlation between the subjective estimation of intensity and brainstem latency. But intersubject and intersession variability makes this result clinically unusable. In our case, the loudness measurement method used (Allen et al., 1990) seemed to be both robust and accurate. Moreover, Kaf et al. (2006) found no statistically significant differences in mean estimated ASSR thresholds between sessions. This suggests that for objective audiometry the ASSR is an acceptably reliable measure but complementary tests are needed to show the same reliability for ASSR amplitude. So clinical use of these results will only be possible after individual investigation and repeated measurements.

IV – 3.4.4. ASSR stimulus effects.

The characteristics of the ASSR stimulus used influences the response. Picton and Lins studied the influence of different ASSR parameters [Lins et al., 1995; 1996].

Two carrier frequencies (500 and 2000 Hz) were tested successively in the present study. For an audiometric tool, other frequencies are also important, and we need to know whether the present results are also valid for other carrier frequencies. Lins et al. (1995) studied the evolution of ASSR amplitude for different carrier frequencies and intensities and obtained similar results with a carrier frequency of 1,000 Hz leading to the supposition that this kind of result, with two distinct parts to the ASSR amplitude-intensity function, may be expected for all audiometric frequencies. However, a recent study has shown that the accuracy of threshold estimation is compromised near the audiometric extremes [Tlumak et al., 2007] which must lead to prudence when considering these extreme frequencies. The two carrier frequencies we tested were characteristic of hearing-impaired subjects. High frequency thresholds (such as 2000 Hz) are more often affected by auditory problems than low frequency thresholds (such as 500 Hz). These frequencies were interesting as they will allow future comparisons between normal and hearing-impaired subjects.

Amplitude modulation frequencies are coded both in the brainstem and in the cortex [Picton et al., 2003]. However, the intensity of cortical activity decreases with increasing modulation frequency, and the brainstem becomes the most important generator of modulation frequency up to 50 Hz. The auditory system works like a low-pass filter and the 80 Hz frequency (the modulation frequency coded by the cochlea) used in our study was too high to be represented cortically. At this modulation rate ASSRs reflect lower levels in the auditory system [Picton et al., 2003]. A lower modulation rate could be of more interest and reveal a more linear amplitude-intensity function. Lower frequencies are processed more cortically and could be more closely related to the loudness sensation [Herdman et al., 2002]. However, ASSRs are difficult to record at low modulation frequencies (< 40 Hz) due to EEG noise and vigilance effects. The close correlation between the ASSR amplitude at 80 Hz modulation and the loudness level indicates that the signal is well integrated into the brainstem.

IV – 3.5. 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.

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

IV – 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 » engendrées 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'intensité (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 précaution 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.

IV – 4.2. Matériel et méthodes.

IV – 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'otoémission 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.

IV – 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.

IV – 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. Seul 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 continu 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.

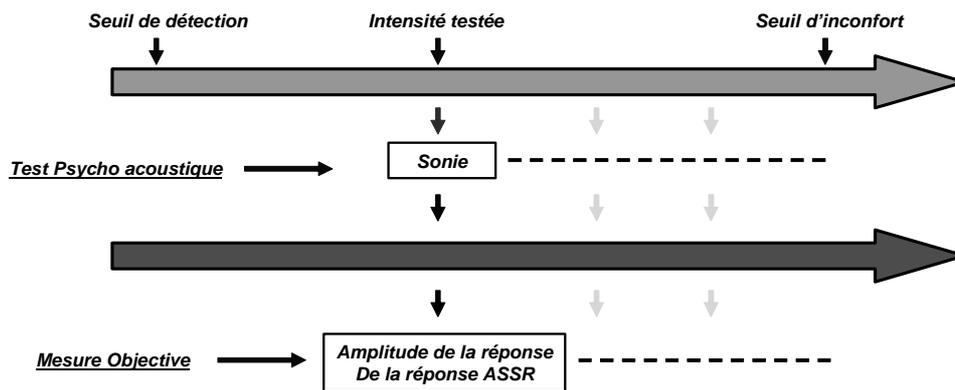


Figure 32.

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.

IV – 4.3. Résultats et discussion.

IV – 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 entendant. 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 entendant, 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.

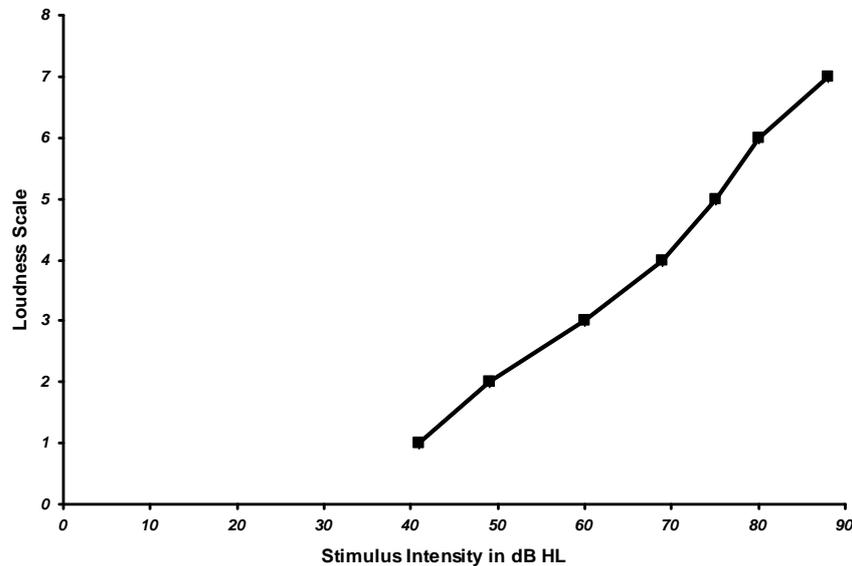


Figure 33.

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.

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.

IV – 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. 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.

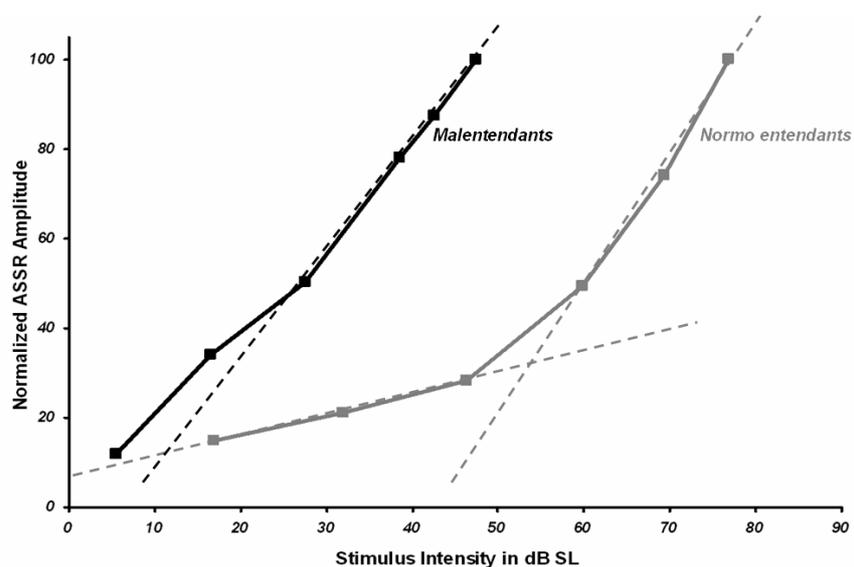


Figure 34.

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 réponse ASSR entre normo et malentendant sont identiques si l'on tient compte de la dynamique résiduelle différente.

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

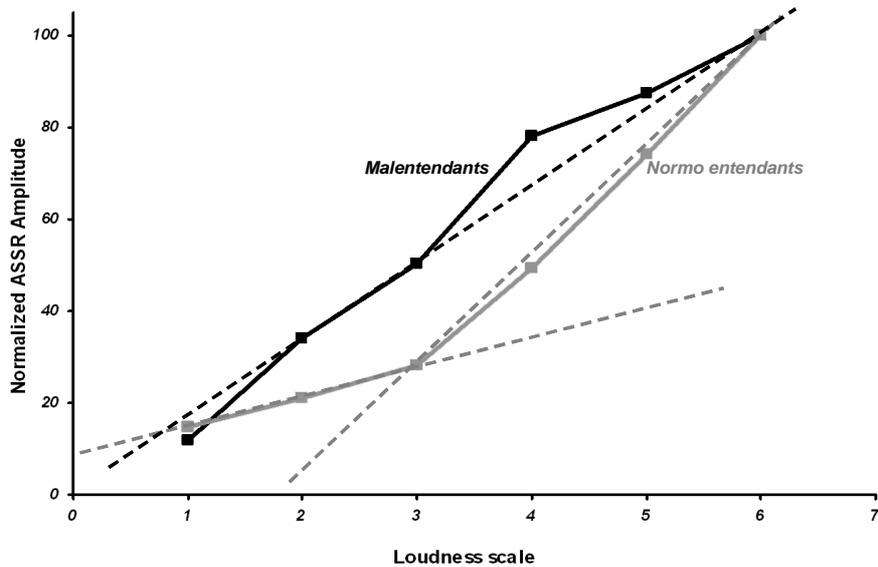


Figure 35.

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.

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-entendant.

IV – 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.

Implant Cochléaire & ASSR

Encore fantasme 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.

Les méthodes objectives d'exploration auditives 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 nouveaux 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.

On retrouve parmi ces mesures, certaines méthodes exposées dans le chapitre 2. Elles sont malgré tout soumises à des contraintes beaucoup plus importantes dans le cadre de l'implant cochléaire. 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.

V – 1. Les mesures objectives électriques existantes.

V – 1.1. Les potentiels évoqués électriques (PEE).

Les potentiels évoqués auditifs (PEA) décrits au chapitre 2 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 part 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 » ou 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 nouveaux 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).

V – 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 Electrique 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 électrophysiologique, 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 où 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.

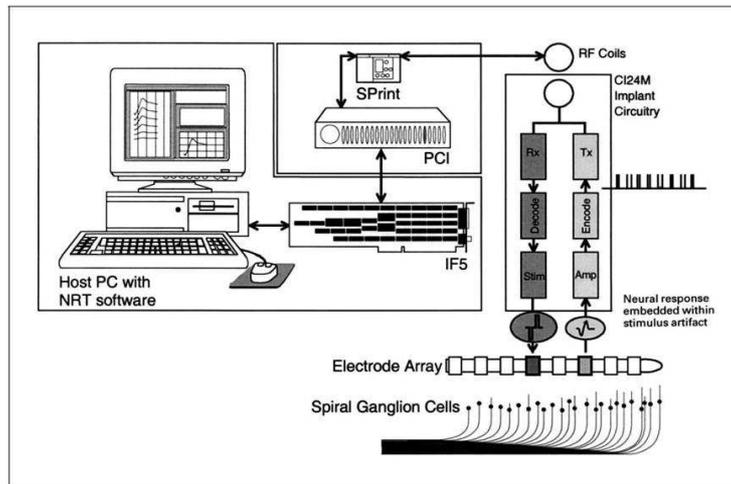


Figure 36.

Principe de fonctionnement du système NRT. Un pulse est commandé sur l'une des électrodes de l'implant. En réponse à celui-ci, le nerf auditif réagit et le potentiel d'action généré par le nerf est capté par les électrodes voisines de celle de stimulation. Le signal capté par ces électrodes est renvoyé au système de recueil.

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°37). 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 $(A - (B - (C - D)))$.

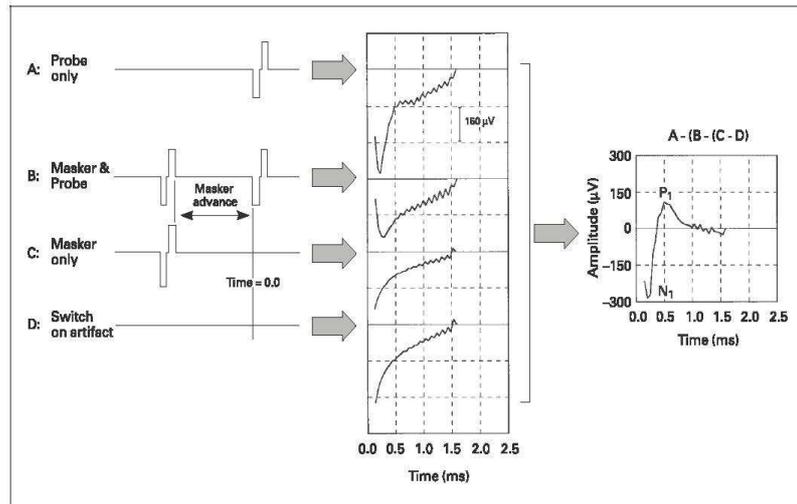


Figure 37.

Schéma de principe de la méthode de soustraction utilisée dans le système NRT pour extraire l'artéfact de stimulation de la réponse du nerf auditif.

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.

V – 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.

Mikael Ménard*
Stéphane Gallego†
Eric Truy*‡
Christian Berger-Vachon**
John D. Durrant§
Lionel Collet**‡

*Laboratoire Neurosciences
et Systèmes Sensoriels, CNRS UMR
5020, Lyon, France,

†Entreprise MXM,
Vallauris, France,

‡Service d'Audiologie & d'Exploration
Orofaciales, Pavillon U, Hôpital
Edouard Herriot, Lyon, France,

§Department of Communication
Science and Disorders, University of
Pittsburgh, Pittsburgh, PA, USA

Key Words

Auditory steady-state response
(ASSR)

Cochlear implant

Electrical response

(Objective) audiometry

Auditory steady-state response evaluation of auditory thresholds in cochlear implant patients

Abstract

The aims of this work were to characterize the electrophysiologic response obtained by measurement of the auditory steady-state response (ASSR) in patients with a cochlear implant (MXM Digisonic) and to study the relationship between the subjective thresholds of the implantees and those estimated using electrical auditory steady-state response (ASSR)-based objective audiometry. Five subjects were examined with the use of four carrier frequencies—600, 1000, 2000 and 3500 Hz—modulated at frequencies between 70 and 85 Hz, a particular frequency of modulation being represented at a specific electrode (for each carrier frequency) as a particular pulse-width modulation frequency. The protocol consisted of testing output and thresholds for different overall pulse durations for several stimulus (pulse) intensities, rendering multiple threshold measures (in duration) for each subject tested. The non-linearity of response growth, as a function of duration, provided the basis for teasing apart physiologic response and electrical artefact in the supra-threshold recorded responses. Thresholds estimated with use of the electrical ASSR demonstrated reasonably good agreement with the subjective thresholds. The results obtained thus demonstrated the efficacy of the approach and are encouraging for further advances in cochlear implant applications.

Résumé :

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.

V – 2.1.1. Introduction.

The measurement of auditory thresholds or comfort levels for hearing-impaired subjects with cochlear implants currently requires their attention and active cooperation. Unfortunately, subjective methods are of little or no value for the assessment of very young children and other difficult-to-test patients. Therefore, a more objective method could be valuable, and a sufficiently robust method might have even broader applicability. Neural response telemetry (NRT) is now well developed in implant technology and is quite useful. Other electrophysiologic response methods are also available, including measurement of the electrical auditory brainstem response (EABR). We and other researchers have found NRT and EABR testing to be of some value in assessment of the functional status of the implant (e.g. Gallego et al, 1998, 1999; Truy et al, 1998; Thai-Van et al, 2002). However, these methods have potential limitations in truly objective threshold estimation. The algorithms for accurate response identification and detection are not straightforward (e.g. requiring response templates of putative responses); otherwise, the examiner is compelled to rely upon subjective response detection (i.e. determination of the visual detection level of the response, scored by the examiner). The realization of automatic detection of response thresholds to facilitate test efficiency (especially for testing over several electrodes) is similarly thwarted. The efficiency of testing, in general, is substantially reduced by existing methods that, in turn, require assessment of one electrode at a time. This is analogous to the inefficiency of objective audiogram estimation with conventional methods, i.e. the problem of testing frequency-by-frequency and/or ear-by-ear.

Electrical response audiometry based upon measurement of auditory steady-state responses (ASSRs) seems promising for objective threshold estimation with methods conducive to addressing all the limitations noted above. Still, to our knowledge, there is no published work to date on the application of ASSR testing in cochlear implant patients. To ensure familiarity with this auditory evoked potential, a brief summary of its essential features and methodology is given.

The ASSR is an electrophysiologic response evoked by one or more carrier frequencies, simultaneously presented and amplitude and/or frequency-modulated at a specific frequency. The frequency of modulation entrains the brainwave to produce an essentially sinusoidal response for each carrier (e.g. Lins et al, 1995; Dimitrijevic et al, 2001; John et al, 2003). The small signals generated (i.e. in low fractions of microvolts) are extracted from the background noise via a combination of time-ensemble averaging and high-resolution spectral analysis and averaging. Threshold estimation, per se, is based upon statistical evaluation of the electrophysiologic response (magnitude and/or phase of the target modulation frequency versus energy on either side), carried out by the computer, thus making the method entirely objective.

Steady-state responses to auditory stimuli were first recorded with the use of stimuli repeated at 40 Hz (Galambos et al, 1981); see also Stapells et al (1984) and Picton et al (2003) for background. Although this produces a robust response, arousal state and the use of multiple stimuli may decrease its magnitude (e.g. Ross et al, 2003). Therefore, for broad audiometric applications, higher modulation frequencies of the ASSR, in the vicinity of 80 Hz and higher, seem preferable, as they appear to be minimally affected by these factors (Cohen et al, 1991; Aoyagi et al, 1993; Picton and Dimitrijevic, 2002; John et al, 2001, 2002). Indeed, recordings of ASSRs have been shown to be efficacious in infants and young children (e.g. Cone-Wesson et al, 2002). The ASSR (80 Hz) has also been shown to be an efficacious, objective audiometric tool in hearing-impaired patients

(e.g. Perez-Abalo et al, 2001). The (objective) threshold estimates obtained with use of the ASSR have been found to be generally comparable to those obtained with other objective methods. Furthermore, at least compared to the auditory brainstem response-based method, the ASSR-based method may allow for a higher speed of execution (Cone-Wesson et al, 2002). One system of well-automated analysis of the ASSR (i.e. including statistical response assessment) is called MASTER (John et al, 1998; John & Picton, 2000a,b; Dimitrijevic et al, 2002) and was used in the present study. However, several systems of ASSR measurement and assessment are now commercially available.

The ASSR thus provides attractive features, making this response of potential interest in the assessment of cochlear implant function. However, the measurement of electrically evoked responses tends to be plagued by electrical artefact; the assessment of the electrical ASSR is expected to be no exception, and perhaps could be even more problematic. Nevertheless, the results of this study show that the responses obtained are not merely artefact; rather, electrophysiologic ASSRs can be elicited electrically and extracted to provide useful results. It is also shown that there is a strong relationship between the thresholds estimated objectively via electrical ASSR measurement and the subjective thresholds of cochlear implantees tested behaviorally.

V – 2.1.2. Material & Methods.

V – 2.1.2.1. Subjects.

Five subjects (four male, one female) took part in this study. Their ages ranged between 23 and 65 years. All subjects used a Digisonic cochlear implant (MXM Laboratories). The subjects reposed comfortably on a bed, in the dark, and were acoustically isolated from the experimenter, and electrically shielded. Subjects were encouraged to relax and to fall asleep during the recordings in order to reduce the background noise level, as high modulation frequencies (near 80 Hz) were employed.

V – 2.1.2.2. Auditory stimuli.

The stimulus delivered by the MASTER system consisted of four sinusoidal carrier tones, each amplitude-modulated by a particular frequency at a depth of 100%. (neither frequency nor ‘mixed’ modulation were used). The Digisonic implant (see below) encoded the amplitude modulations into pulse-width modulations. The carrier frequencies used were 600, 1000, 2000 and 3500 Hz; the modulation frequencies were 80, 77, 83 and 74 Hz, respectively. The composite signal was presented to one ear, in deference to monaural implantation, namely to the implanted side.

The Digisonic cochlear implant consists of a sound processor (i.e. external, body-worn part) that receives the acoustic signal via an on-board microphone (behind-the-ear model), and transmits the transduced signal, encoded in pulse trains, by an antenna to an internal electronics package situated in the mastoid, which is connected in turn to a 15-electrode array in the cochlea. The signal generated by MASTER was fed to an audiometer (Interacoustics AC-40) to control the intensity of the signal delivered to the subject; the processor of the subject’s implant was then connected directly to the audiometer, bypassing and replacing the signal from the microphone, and thus effectively bypassing the individual’s subject’s own ‘programming’. The acoustic signal

received by the processor is normally divided into several frequency bands. These frequency bands vary according to the subject's needs. A given frequency can thus be encoded and delivered to any electrode, programmed for each subject. In this study, each carrier frequency was assigned to a particular electrode. The carrier frequency plus or minus the frequency of modulation was thus encoded and delivered to a given electrode. The Digisonic implant encodes the signal into biphasic pulses with parameters D (duration) and A (amplitude). Routinely, each subject uses a fixed stimulus magnitude A for each electrode. An increase in sound volume is then accomplished by increasing the overall duration (D) of the stimulus pulse sent to the electrode. In this study, however, A was also varied, being set to several values, and threshold values of D were determined for each value of A . This approach takes advantage of the time–intensity trade-off inherent in the excitability of neurons and thereby provides multiple threshold measures for each subject. The ability to manipulate both A and D thus permitted a more powerful test (in the statistical sense) of agreement between electrical and behavioral threshold in the small sample of subjects examined.

V – 2.1.2.3. Recording.

Recording was carried out with the use of gold-plated electrodes placed on the head such that the electrode connected to the ‘_’ amplifier input was placed on the forehead, and the electrode connected to the ‘_’ input was placed at the vertex. The ground electrode was positioned on the neck just below the hair line. It was found that this montage helped to minimize the pick-up of electrical artefact. The signals were recorded with a GRASS ICP511 amplifier and filter settings of 30–300 Hz with a 50-Hz notch filter (to suppress line interference). The MASTER system then analyzed the signal in the time and frequency domains in order to extract the responses from the background noise. The MASTER program acquires data in 1.024-s epochs and splices them to form ‘sweeps’ of 16.384 s, providing for very-high-resolution spectral analyses (via fast –Fourier transform). Sixteen such sweeps (representing about 4min of data analysis) were averaged for improved signal-to-noise ratios of responses. The results are displayed graphically on screen, but statistical analysis determines if the responses are significantly present ($p < 0.05$), namely against the noise floor adjacent to each modulation frequency. (For a more detailed discussion, including rationale for the parameters of analysis and methods thereof, see John et al (1998) and John & Picton (2000a,b).) To minimize movement artefacts and other untoward interference, a sweep was rejected if it contained signals exceeding $\pm 90 \mu\text{V}$.

V – 2.1.2.4. Protocol.

In the first part of the experiment, the subjective thresholds and comfort levels (T and C , respectively) of the subjects were measured, and this was done for several (typically two or three) values of A . The thresholds obtained were expressed as duration, D (in milliseconds). Next, for a given level of A , the electrical ASSR was measured for different values of D ; the D parameter was explored from the threshold of detection T to the threshold of discomfort C for each electrode (i.e. values obtained in the first/subjective test part of the experiment). Measurements were then repeated for other values of A . The adjustments were repeated for the several electrodes tested; it was then possible to stimulate all electrodes simultaneously, for purposes of ASSR recording.

For simplicity, further methodological details are provided in the course of presentation of the results.

V – 2.1.3. Results and discussion.

As anticipated, the lower the value of A , the greater overall D must be if the same subjective threshold is to be obtained. This reflects the charge–density basis (i.e. intensity-by-duration or A_D) of neural excitability. It is also noteworthy that, as expected, the dynamic range (difference between T and C) decreased with increasing frequency. These observations were consistent across subjects.

The first aim of the study was to determine whether physiologic responses, per se, i.e. true ASSRs rather than electrical artefact, could be obtained. After recording of the electrophysiologic data, from each subject and at each frequency, the magnitude of the signals (i.e. the putative ASSR responses) measured at different values of D , as well as for each value of pulse amplitude (A), was determined. In Figure 38 (see graphs labeled ‘experimental responses’) we summarize the results obtained for one subject. With increasing D , response signal magnitude grew, and more response signals became statistically significant. Furthermore, as is also evident from the data shown in Figure 38, response maxima were ultimately attained; that is, values of D were reached at which the response amplitude did not increase further. Indeed, the response magnitudes obtained for different values of D tended to follow the curve of a hyperbolic tangent. We speculate that fitting the data, in coordinates of response amplitude versus D , with this function might be useful in estimating the patient’s C level. However, this issue was not assessed in the present study.

V – 2.1.3.1. Artefact or not ? Further considerations.

As electrical artefact was fully expected to contribute substantially to the recorded signal; it was important to further evaluate the results in order to distinguish artefact from the true physiologic response. We assumed that the signal component attributable to artefact alone must grow linearly as a function of A . We could then compare the D -dependent growth of the magnitude of the recorded signals or ‘experimental responses’, and compare these across A values to obtain ‘theoretical response’ magnitudes expected purely from artefact (Figure 38). For this purpose, we took as references the responses for the greatest value of A tested, in order to calculate the theoretical magnitudes under the other two A conditions.

Further analysis of the functions shown in Figure 38 focused on comparisons between the values of the theoretical difference (DT) and the experimental difference (DE) for the various values of D tested. We thus obtained such graphs and difference values for each A condition in all subjects, providing a substantial number of difference measurements, as shown in Figure 39. A dashed line was added to indicate values where the theoretical differences (DT values) equaled experimental differences (DE values). Inspection of Figure 39 reveals that most of the data points fall above the dashed line, indicating, in turn, results potentially attributable to stimulus artefact, and the values were found to differ statistically from that theoretical limit (i.e. evaluated using analysis of variance with a univariate probe post hoc by subject; $p_{.02}$).

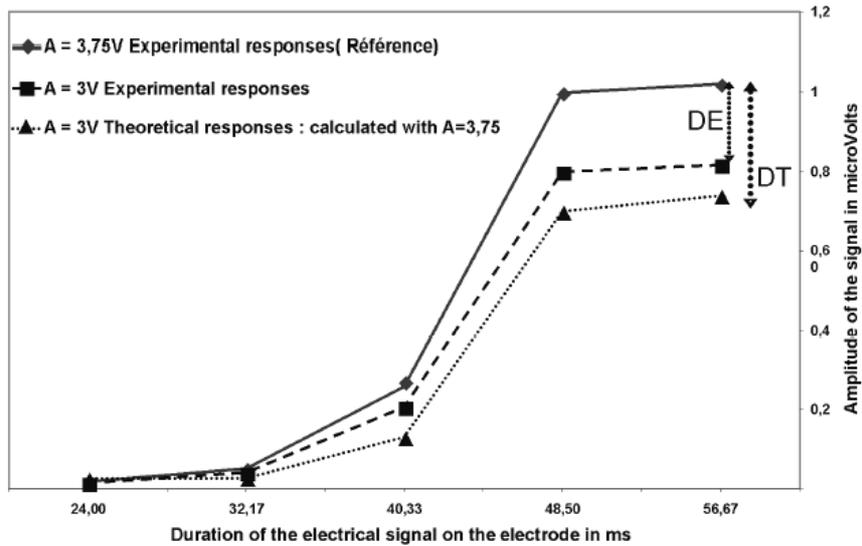


Figure 38.

ASSR responses versus theoretical responses. Data for one subject and one frequency (or electrode), for two values of stimulus intensity (A), are given. With use of the data for $A_{3.75V}$ as a reference (see ‘Methods’), a theoretical response curve can be estimated for A_{3V} (see ‘Results and discussion’). Differences among these curves (denoted by DE , difference between ‘experimental’ response values under different A conditions, and DT , corresponding difference between ‘experimental’ and ‘theoretical’ response values) were used for further analysis.

We conclude, therefore, that the recorded ASSR-like signals do not arise simply from electrical artefact generated by the electrodes of the implant, but contain components of a true physiologic response, suggesting validity of the data for estimation of the auditory thresholds of an implanted subject. While we cannot completely exclude the artefact, which is particularly troublesome at high stimulus levels, the manipulation described herein, taking advantage of the non-linearity of the true physiologic response, provides an efficacious approach. However, for purposes of threshold estimation, for this first study, we assumed responses recorded at low durations to be essentially artefact-free and did not endeavor to tease out the contribution of artefact, if any. It would be worthwhile to do so, although the threshold estimation results provided here are encouraging (see below), at least in this sample of cochlear implantees characterized by relatively good hearing sensitivity with their devices. Whether similar results would be obtained in subjects presenting relatively elevated thresholds remains to be seen.

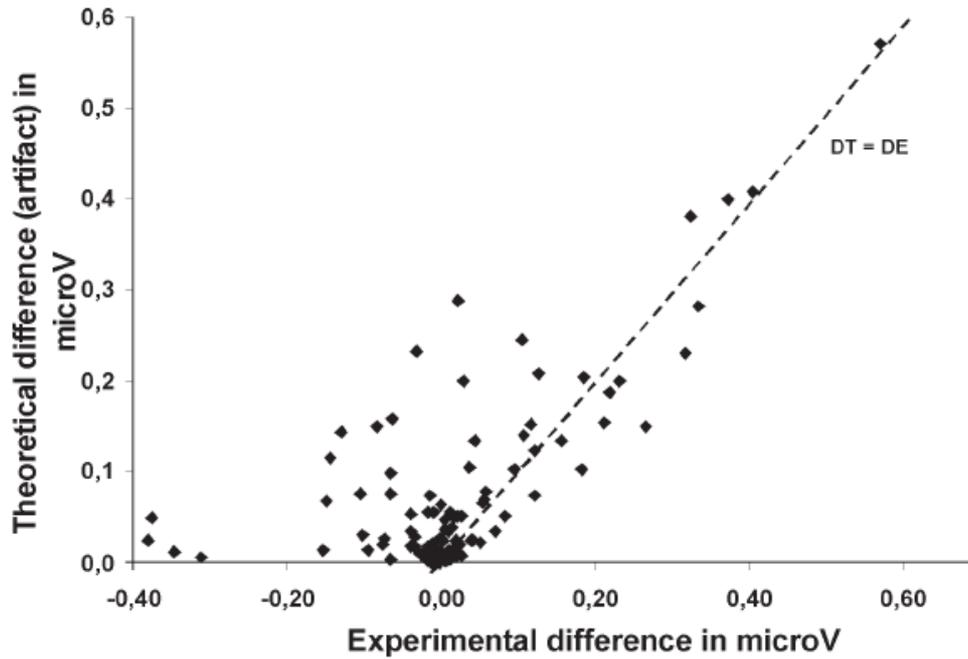


Figure 39.

Comparison between theoretical differences DT and experimental differences DE for all subjects (see ‘Figure 38’). Note that the points are in most case above the dotted line (DT_DE). This shows that the ASSR responses are more important that what we could expect in the case of artefact.

V – 2.1.3.2. Correspondence between subjective and objective thresholds.

The second objective of this study, indeed, was to find if the objective threshold estimates obtained with the use of electrically elicited ASSRs correspond to the subjective thresholds measured at the beginning of the experiment. The ASSR— threshold T was taken to be the minimal (overall) duration yielding a statistically significant response. As shown in Figure 40, objective threshold estimates across subjects, across all A values tested, were found to cluster well about a theoretical line of unity slope, offset for best fit, suggesting some (albeit small) error of threshold estimation. However, the precision of estimation is of the same order as those obtained with other electrophysiologic methods (e.g. Truy et al, 1998). We also noted a trend such that the higher the frequency of stimulation, the less precise the predicted threshold; this could be related to or explained by one or both of two factors. The first is the reduced dynamic range at high, versus low, frequencies. The second is the practical issue of the time limit of evaluation, which in our protocol tended to reduce the time spent in the assessment of ASSR T values at the higher frequencies.

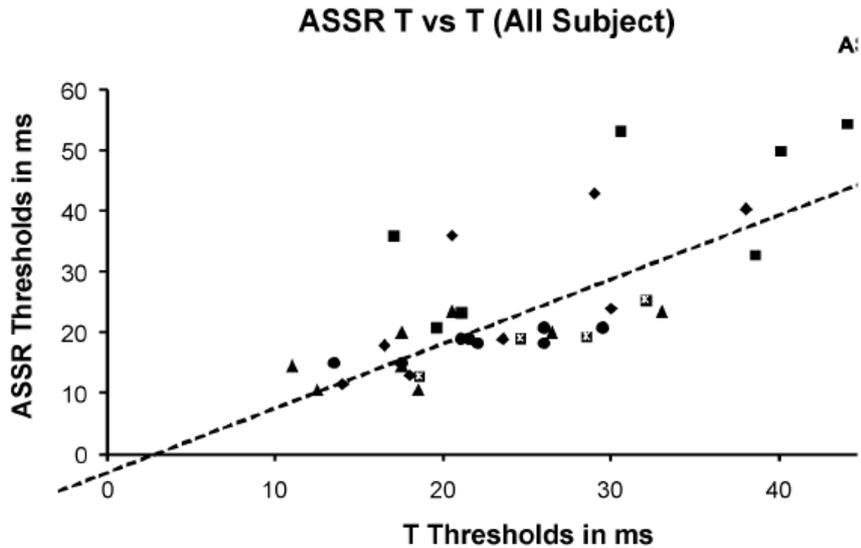


Figure 40.

Comparison between subjective thresholds and objective thresholds (in duration (D)). For each subject, whose data are denoted by a unique symbol, four electrodes/frequencies were tested for two values of stimulus current (A) for all but one subject. The dotted line indicates unity slope ($ASSR\ T_{behavioral} = T$) for reference.

V – 2.1.4. Conclusion.

In this report, we present findings suggesting the efficacy of using the ASSR in the assessment of cochlear implant function, at least for the Digisonic or other devices capable of similar encoding strategies. We first endeavored to assess the relative contributions of physiologic response and electrical artefact to the recorded ASSR-like signal. Taking advantage of the inherent non-linear growth of this signal, it was possible to predict the relative contribution of artefact (expected to grow linearly over stimulus level), and to compute the growth function in D theoretically attributable to electrical artefact, largely affecting suprathreshold responses. We speculate that the saturating characteristic of the growth function itself may ultimately prove useful in the estimation of C levels. Second, comparison of the threshold durations of the electrically evoked ASSR with subjective thresholds revealed good correspondence, suggesting acceptable accuracy of behavioral threshold estimation with use of the ASSR. It would be interesting to look further into improving the resolution of D , in order to achieve more precise determination of thresholds. Moreover, our results suggest a need for an in-depth investigation into the efficacy of assessing C , and loudness growth, with use of the electrical ASSR. Finally, these results need to be confirmed in a greater number of subjects, not only for further validation of the method, but also to acquire sufficient data to support the development of an expert system, allowing the automated assessment of cochlear implantees and the programming of their processors. We thus see the potential to improve the fitting of young children and other difficult-to-test patients and perhaps, ultimately, to improve the fitting of all patients, thereby improving quality of listening and life for all cochlear implant recipients.

V – 2.2. Etude n°6 : Etude de l'artéfact de stimulation.

Comme nous l'avons montré dans l'étude ci-dessus, la non linéarité de la réponse observée confirme l'origine physiologique de la réponse ASSR chez le patient implanté. Malheureusement celle-ci n'est pas exempte d'artéfact, engendré par la stimulation électrique de l'implant et qui se retrouve dans la trace EEG obtenue. Pour des niveaux supraliminaires, celui-ci n'est que peu gênant. Mais dans l'optique de recherche de seuils auditifs, il se révèle être extrêmement perturbant. Afin de construire et de réaliser une mesure fiable et précise, il nous faut étudier cette part dûe à l'artéfact de la réponse afin de mieux pouvoir la caractériser et si possible l'éliminer. Pour cela Il nous faut isoler cette réponse artéfactuelle générée par l'implant afin de ne garder « que » cet artéfact.

A cette fin nous avons mis en place deux types d'analyse visant à l'étude de cet artéfact. Dans un premier temps, nous avons construit un modèle de l'implant reproduisant de manière informatique le traitement réalisé par l'implant cochléaire, de la décomposition du signal, au moyennage des pulses émis par l'électrode stimulée. Nous avons ensuite réalisé une mesure directe de la stimulation émise par l'électrode. Et sur les bases des deux premières mesures, nous avons construit un outil de mesure ASSR spécifique à l'implant, réalisé en collaboration directe avec les ingénieurs de Neurelec/MXM.

V – 2.2.1. Modélisation de la stimulation.

La modélisation de la stimulation émise par l'implant, nous permet d'évaluer et de connaître ces caractéristiques soumises aux contraintes de notre mesure. Cette stimulation, essentielle pour la mesure ASSR, se révèle être dans notre recueil un artéfact gênant et perturbant.

Dans notre cas, il nous faut modéliser une fréquence porteuse modulée en amplitude codée par l'implant cochléaire au niveau de l'électrode de stimulation. De plus il nous faut moyenner cette stimulation comme elle l'est en situation réelle lors de la mesure EEG.

Cette modélisation nous permettra de connaître les propriétés de l'artéfact engendré par l'implant lors d'une stimulation ASSR. Mais pour créer ce modèle, il nous faut avant tout, connaître parfaitement le système en question.

V – 2.2.1.1. Implant cochléaire Digisonic.

Comme nous l'avons vu en première partie de cet ouvrage, 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.

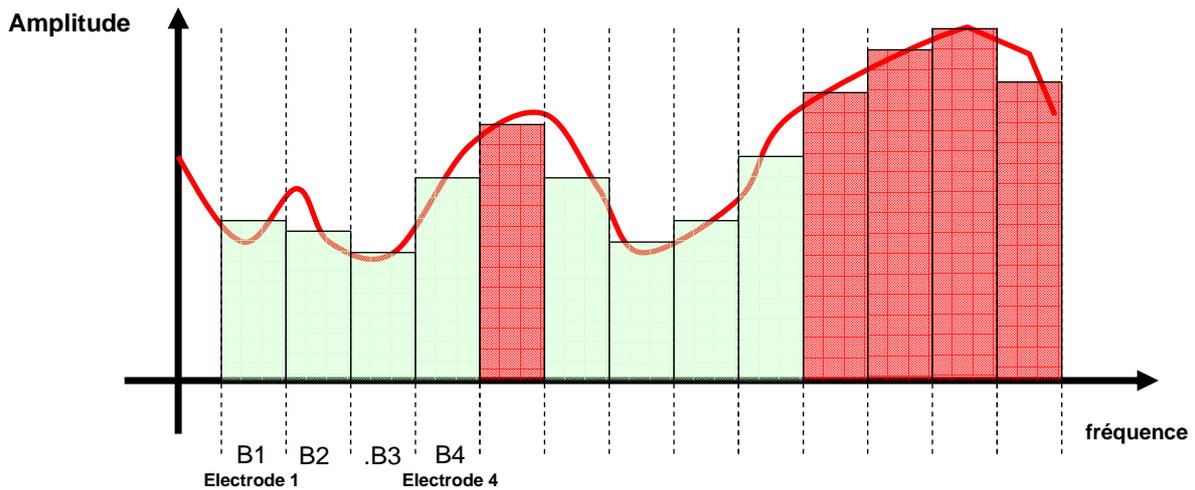


Figure 41.

Représentation du traitement fréquentiel réalisé par le processeur d'un implant cochléaire.

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

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).

V – 2.2.1.2. Modélisation.

Notre modèle se doit de respecter les particularités de codage de notre implant ainsi que les paramètres d'enregistrement utilisés. Pour cela nous décomposerons cette modélisation en plusieurs étapes, décrites ci-dessous.

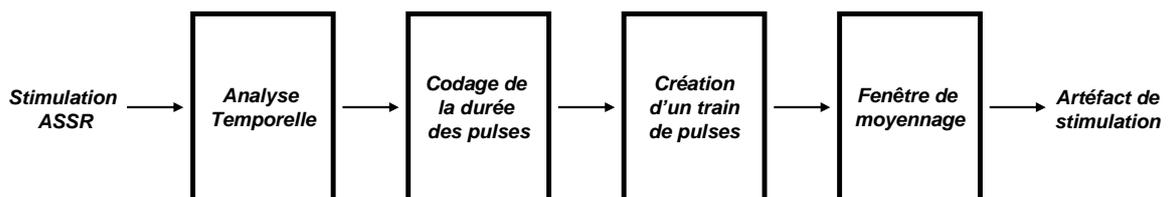


Figure 42.

Les différentes étapes de la modélisation. De la stimulation à la création du train de pulse on trouve le fonctionnement de l'implant ensuite vient l'enregistrement EEG.

- *La stimulation ASSR.*

Celle-ci correspond à une fréquence porteuse modulée en amplitude, comme nous l'avons déjà vu plusieurs fois au cours des travaux précédemment décrits. Dans le cas de l'implant, la spécificité fréquentielle des électrodes, fait en sorte que cette stimulation n'agit que sur une et une seule électrode, codant les variations d'intensités dans cette bande de fréquence. Dans notre cas, cette variation d'intensité correspond à la fréquence de modulation utilisée. Pour plus de simplicité, nous ne coderons pas l'analyse FFT réalisée par l'implant mais nous partirons du fait que notre stimulation n'intervient que sur une seule bande de fréquence, par conséquent, une seule électrode et nous coderons donc la modulation d'amplitude (F_m) au niveau d'une électrode. Notre modèle va nous permettre de définir la fréquence de modulation, la profondeur de cette modulation ainsi que l'intensité du signal à coder.

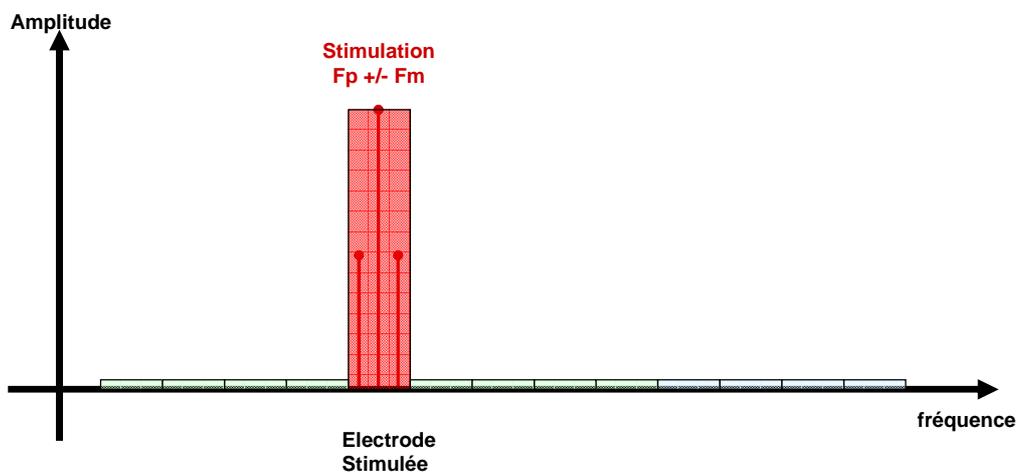


Figure 43.

Représentation dans le domaine fréquentiel de l'énergie d'une stimulation ASSR, fréquence porteuse (F_p) modulée en amplitude par (F_m). On retrouve de l'énergie à la fréquence F_m ainsi qu'à plus ou moins la fréquence de modulation. Ces 3 raies spectrales espacées de la fréquence de modulation, se retrouvent dans une même bande de fréquence correspond donc à la même électrode.

A cette étape du modèle, notre signal correspond à une fréquence de modulation d'une durée de « x » secondes, de fréquence F_m , d'une intensité minimale et maximale connue et modifiable.

- *L'analyse temporelle.*

Cette partie de la modélisation va nous permettre de calculer l'énergie relative à chacun des pulses émis par l'électrode de l'implant.

L'électrode de l'implant considérée émet une série de pulses à une fréquence définie. Cette fréquence de stimulation peut être fixée par le régleur jusqu'à une fréquence maximale de 1000 Hz, donc 1000 pulses par seconde. En fonction de l'implant utilisé, elle peut être différente (234 pour l'implant Digisonic, et jusqu'à 1000 pour l'implant Digisonic SP).

Notre modèle permet de contrôler cette fréquence de stimulation jusqu'à la fréquence maximale de 1000 Hz.

Chacun des pulses créés se doit de retranscrire l'énergie contenue dans une fenêtre temporelle lui correspondant. L'analyse, permettant de définir cette énergie, se fait sur une fenêtre temporelle de 8ms centrée sur le pulse émis.

Le calcul de l'énergie de chaque pulse se fait donc sur des fenêtres d'analyse se chevauchant les unes les autres. Cette fenêtre est de plus pondérée par une fenêtre de Hamming afin de respecter l'analyse réelle effectuée par l'implant.

L'énergie de chaque fenêtre peut alors aller d'un maximum (1) à un minimum (0).

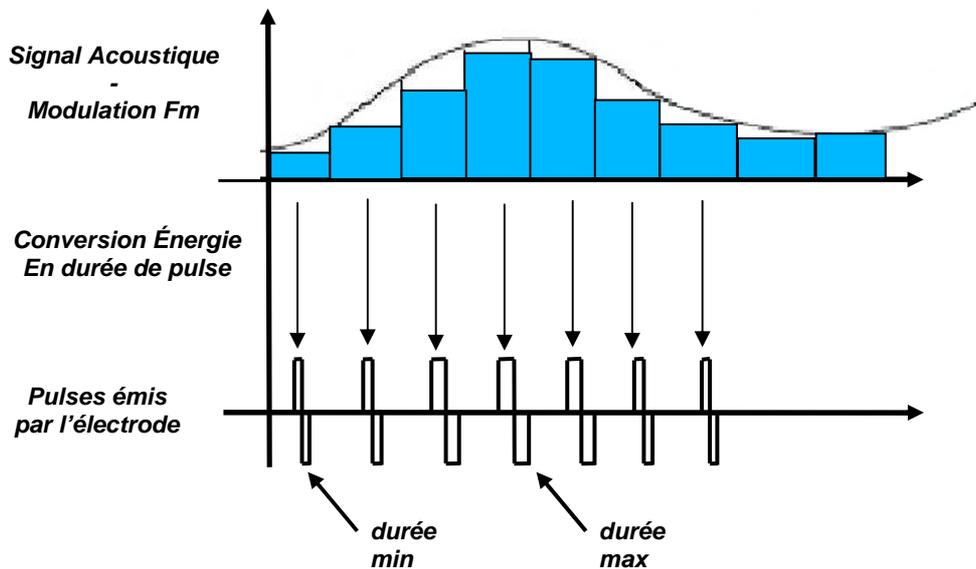


Figure 44.

Modulation codée par l'implant. La variation d'amplitude du signal d'entrée se répercute sur la durée du pulse codé, émis par l'électrode de l'implant.

- *Le codage de la durée de pulses.*

Cette partie va nous permettre de calculer la durée de chacun des pulses émis par l'électrode.

L'analyse temporelle précédemment réalisée nous a permis de calculer l'énergie relative à chaque fenêtre temporelle pour chacun des pulses. Il nous faut alors convertir cette énergie en une durée de pulse.

Lors d'un réglage avec un patient implanté les durées de pulse maximales et minimales sont fonction de la perception du patient. La plus petite durée perçue par le patient correspondant à son seuil de perception. La plus haute étant son seuil d'inconfort. Cela nous permet de définir la dynamique électrique, par électrode, du patient.

Dans notre modèle nous pouvons choisir ces durées minimales et maximales afin de pouvoir réaliser le plus de situations possibles.

Pour plus de simplicité, pour notre conversion, nous assimilons la durée minimale du pulse à l'énergie minimale (0) et la durée maximale à l'énergie maximale (1) possible.

Nous obtenons donc à cette étape du modèle « x*fréquence de stimulation » durées de pulses ou chacune de ces durées code l'amplitude de modulation au fur et à mesure du temps.

- *La création d'un train de pulses.*

Cette partie va nous permettre de créer un signal temporel contenant les pulses émis par notre électrode.

Les pulses émis par l'implant sont des pulses biphasiques soumis au filtrage relatif aux charges et décharges des éléments capacitifs de l'implant. Il nous faut modéliser ces différents points pour se rapprocher au mieux de la réalité.

Les durées de chacun des pulses ont été précédemment calculées. L'amplitude de ces pulses est fixée par l'utilisateur et identique pour chacun des pulses émis.

A cette étape nous avons un signal temporel (de durée « x ») contenant les différentes impulsions émises.

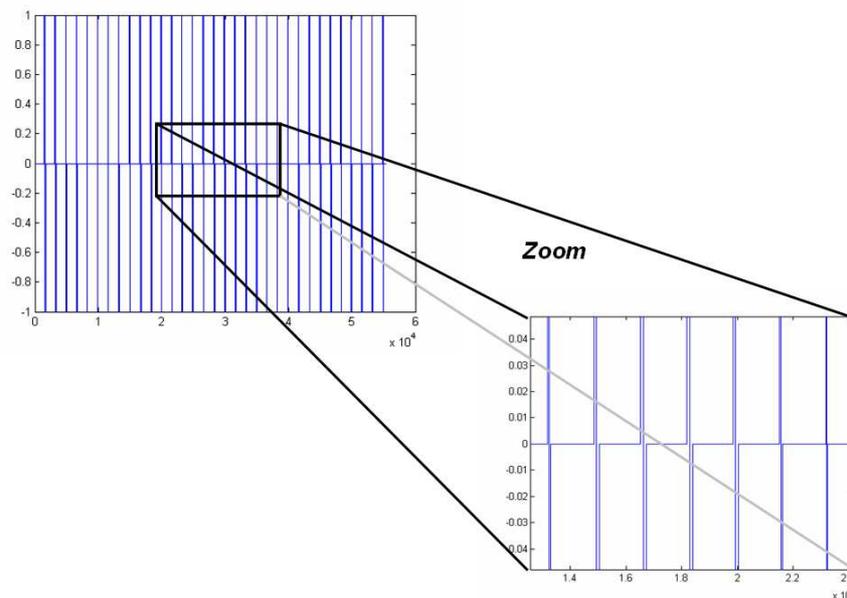


Figure 45.

Echantillon de pulses créées à cette étape du modèle. La durée de chacun d'eux, variant en fonction du signal à coder (visible dans la partie zoomée).

- *Le moyennage de l'enregistrement.*

Le signal obtenu en sortie de notre chaîne d'acquisition est la somme de plusieurs fenêtres d'enregistrement de courte durée et non une seule trace en continu comme le signal que nous avons créé à l'étape précédente. Nous tiendrons donc compte du moyennage réalisé par notre système de mesure à l'aide de la sommation des fenêtres d'enregistrement EEG. Ces fenêtres ont une durée de 45 ms comme vu dans la partie III.3.2.2. Pour cela 1000 fenêtres de 45 ms consécutives du signal construit à l'étape précédente sont moyennées les unes avec les autres.

De plus à cette étape nous tiendrons compte du filtrage fréquentiel effectué par notre chaîne de mesure. Pour cela nous appliquons à chacune des fenêtres de mesure un filtrage passe-bande compris entre 64 Hz et 160 Hz.

Cette partie est essentielle et primordiale dans la réduction de l'artéfact lié à la stimulation. A cette étape finale de notre modélisation nous obtenons l'artéfact généré par notre implant tel qu'il serait mesuré par notre chaîne de mesure.

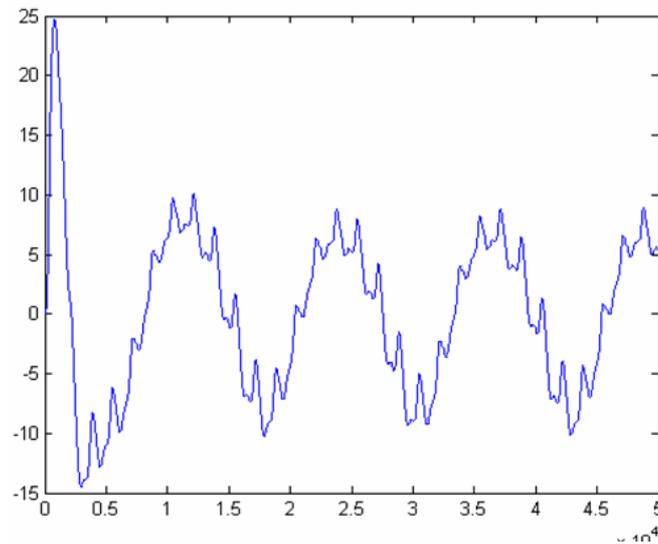


Figure 46.

Exemple de résultat obtenu à partir du modèle. En abscisse le temps et en ordonnée, une échelle arbitraire représentant l'amplitude de la réponse. On distingue clairement sur cette réponse la fréquence de modulation (4 périodes de la fréquence de modulation sur cette fenêtre), donc l'artéfact de stimulation.

V – 2.2.1.3. Résultats.

Les différentes mesures réalisées à l'aide de notre modèle nous apportent de nombreuses informations sur l'artéfact de mesure. Tout d'abord, le moyennage effectué par le système d'acquisition n'annule pas complètement l'artéfact, engendré par la stimulation. Celui-ci est fortement réduit, mais il subsiste malgré tout. Cette constatation essentielle doit être prise en compte dans les mesures car cet artéfact se manifeste à la fréquence de modulation, celle qui nous permet d'identifier la réponse ASSR (voir figure ci-dessus). L'artéfact peut donc être pris pour une réponse physiologique alors qu'il n'est en fait qu'un reliquat de la stimulation émise par l'implant. Au cours d'une mesure, différencier l'artéfact de la réponse physiologique n'est donc pas chose facile. Une façon de démontrer l'origine de la réponse a été développée dans l'étude précédente (n°5).

Les caractéristiques les plus intéressantes que l'on peut constater sur les résultats obtenus sont que l'amplitude de cet artéfact est fonction de l'amplitude des pulses, mais pas de leur durée si la dynamique « en temps » (différence entre le pulse le plus court et le plus long) reste identique (voir figure 47). Les pulses émis, par l'implant ont une amplitude fixée et une durée variable (en μs), fonction du signal à coder. Plus cette amplitude est grande, plus l'artéfact mesuré sera grand. Par contre, pour une même dynamique de durée de pulse, l'artéfact reste le même. Ce qui signifie que l'on peut augmenter l'énergie délivrée par l'implant tout en gardant le même artéfact, si l'on prend soin de garder une différence entre la durée minimale et maximale identique. A ce moment là, on aura une sensation auditive différente pour le patient implanté, mais un artéfact identique.

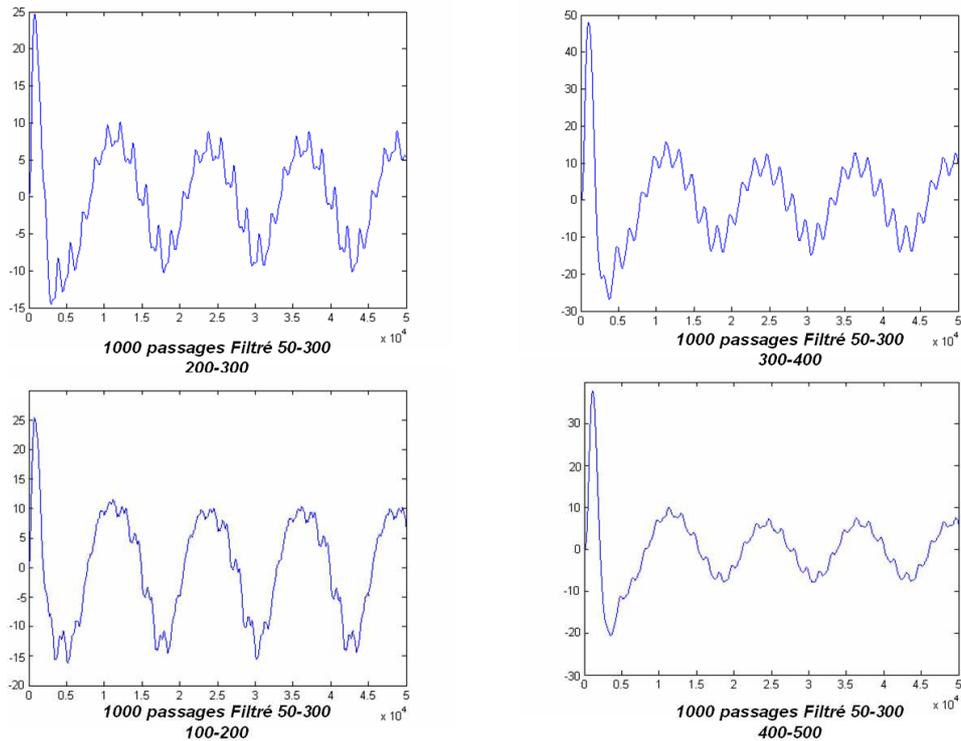


Figure 47.

Résultats obtenus à partir du modèle pour différentes durées de stimulation mais une même différence entre la durée max et durée min. 4 enregistrements ayant pour seule différence les durées max et min de stimulation (100 à 200 μ s, 200 à 300 μ s, 300 à 400 μ s et 400 à 500 μ s). En abscisse le temps et en ordonnée, une échelle arbitraire représentant l'amplitude de la réponse. On constate que malgré des durées de stimulation différentes l'artéfact enregistré après moyennage reste inchangé (même amplitude à la fréquence F_m).

Ces constatations sont à vérifier avec l'étude suivante et la mesure directe des pulses émis par l'implant mais elles pourraient s'avérer être la clé de la mesure ASSR chez l'implanté cochléaire.

V – 2.2.2. Outils de mesure ASSR et Implant.

La modélisation de l'artéfact créé par l'implant nous a apporté des informations importantes sur ces propriétés. Comme nous avons pu le constater, la précision de la stimulation (dynamique constante) nous permet de pouvoir maîtriser l'artéfact généré. Mais pour cela il nous faut un contrôle précis de la stimulation. Dans le cas d'une stimulation acoustique de l'implant, (en prise directe ou en champ libre) nous n'aurons pas cette précision car les pulses émis ne seront pas totalement maîtrisés, mais soumis à la conversion acoustique/numérique de l'implant ainsi qu'à différentes perturbations entraînant une stimulation au niveau de l'électrode différente de celle souhaitée. Nous avons donc mis au point un système de stimulation spécifique à l'implant Digisonic permettant de générer une stimulation ASSR précise au niveau de l'électrode.

Le système permettant cette stimulation doit pouvoir :

- Emettre sur l'électrode voulue, un train de pulses continu, où la durée des pulses varie de façon sinusoïdale entre une durée min et max paramétrable à une fréquence (F_m), elle aussi modifiable. Cette fréquence F_m correspond dans le cas d'une stimulation ASSR à la fréquence de modulation de la porteuse.
- En parallèle à cette stimulation, le système doit émettre un pulse de synchronisation (Trigger) toutes les n (entier) périodes de F_m . Ce trigger permet au recueil EEG (réalisé comme pour les études précédentes par un système externe tel que le Centor de Racia) d'être parfaitement synchronisé à la stimulation.

Afin de générer la stimulation, nous utiliserons le boîtier interface « Digistim » qui se connecte à l'aide de son antenne directement au porte électrode comme le ferait le contour de l'implant en utilisation normale. Celui-ci nous permet d'envoyer sur les électrodes de l'implant la stimulation voulue.

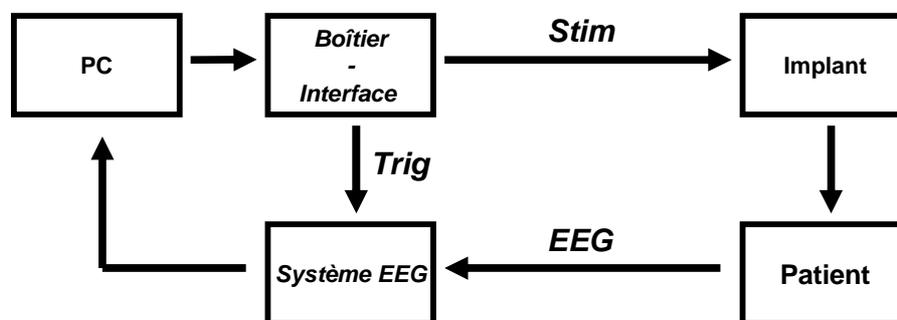


Figure 48. Schéma du système.

Le PC permet de contrôler la stimulation émise par l'implant, par l'intermédiaire du boîtier/interface « Digistim ». Le patient est alors stimulé par le signal émis et simultanément est enregistré son EEG. Après moyennage (d'où l'utilité du trigger), la trace enregistrée sur le PC d'acquisition peut être analysée afin d'en extraire l'information utile.

Le logiciel « Digistim » développé pour l'implant Digisonic SP, permet de réaliser de multiples mesures objectives allant de l'EABR au réflexe stapédien. Nous avons créé, au sein de ce logiciel, un nouveau module, permettant de réaliser la mesure ASSR. Celui-ci permet d'émettre directement sur l'électrode choisie, un train de pulses dans lequel, la durée de chaque pulse (donc son énergie) varie sinusoïdalement entre deux valeurs paramétrables. De nombreux paramètres sont rendus également accessibles. Parmi ceux-ci on retrouve :

- La fréquence de modulation FM.
- La fréquence de stimulation (nombre de pulses par seconde).
- L'électrode de stimulation.
- L'amplitude des pulses (fixe au cours de la stimulation).
- La durée min et max des pulses. Paramètres essentiels comme nous le verrons.
- Le nombre de période de F_m entre deux pulses de trigger.
- La durée totale de stimulation.
- ...

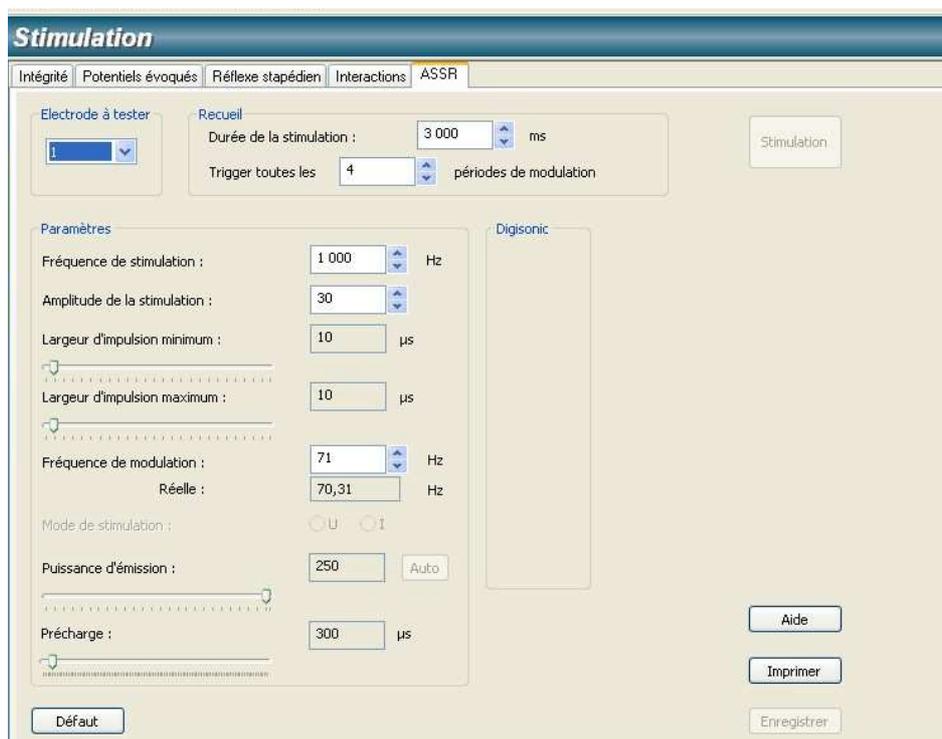


Figure 49.
Module ASSR.

Ce module permet de contrôler le stimulus ASSR émis par l'implant. De nombreux paramètres sont disponibles et modifiables.

Cette mesure est très rapide à réaliser. En effet, le moyennage de 500 traces pour une fréquence FM de 80 Hz environ, ne prend pas plus de 30 secondes de mesure.

Comme nous pouvons le voir sur la capture d'écran ci-dessus, la fréquence de modulation « réelle » est légèrement différente de celle choisie. A cela plusieurs raisons. Pour commencer et afin de limiter au maximum les perturbations, la fréquence de modulation ne doit pas être multiple du 50 Hz, fréquence du secteur. De plus celle-ci doit être indépendante de la fréquence de stimulation.

Le moyennage réalisé par le système d'acquisition est synchronisé à la fréquence de modulation à l'aide du trigger. Ce moyennage permet d'atténuer, au fur et à mesure des enregistrements, les perturbations, tel que le 50 Hz mais aussi tous les artefacts de mesure. Le plus important d'entre eux étant la stimulation elle-même. La fréquence d'acquisition ne doit pas être multiple de cette fréquence afin que les enregistrements successifs, par moyennage, annulent cette stimulation dans le recueil. Pour cela, le trigger n'est lié qu'à la fréquence de modulation afin de ne garder sur le recueil que l'activité du nerf, calée sur cette fréquence. Pour plus de détails sur le programme générant les pulses, voir en annexes.

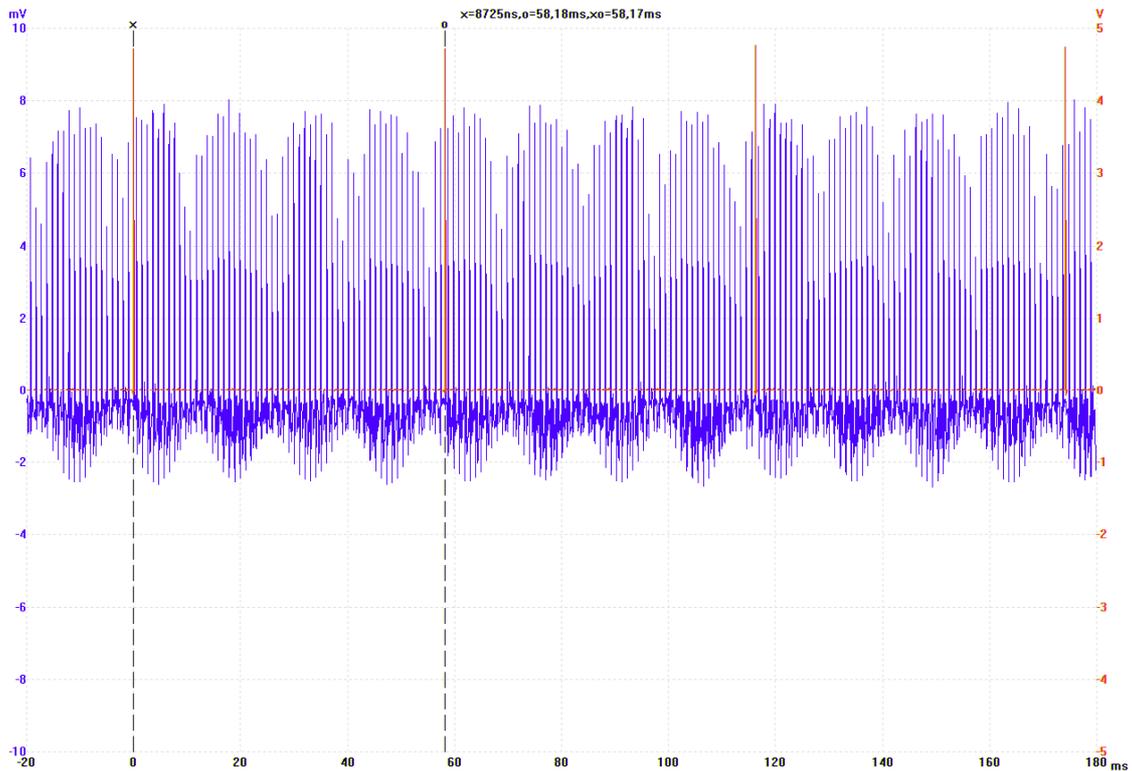


Figure 50.

Exemple de stimulation créée par le système.

En bleu, les différents pulses biphasiques générés par l'implant.

En rouge, les différents pulses du trigger distant chacun de quatre périodes de Fm.

A noter que le filtrage effectué pour ce recueil entraîne une amplitude de pulses variable, alors qu'en réalité, seule la durée des pulses varie.

Le système ainsi mis en place, permet de stimuler un patient implanté sur une fréquence particulière, à une intensité voulue (liée à la durée min et max des pulses) et à une fréquence de modulation particulière. De plus, l'indépendance des fréquences de modulation et de stimulation ainsi que la synchronisation du trigger sur cette fréquence de modulation entraîne grâce au moyennage une réduction des artéfacts (en particulier celui lié à la stimulation).

V – 2.2.3. Mesure directe de l'implant.

Les résultats obtenus à partir de la modélisation de la stimulation de l'implant nous ont apporté des pistes importantes quant à la mesure de réponses ASSR chez le sujet implanté cochléaire. Afin de vérifier ces résultats, il nous faut pouvoir mesurer directement l'artéfact lié à la stimulation en s'affranchissant de la partie physiologique de la réponse. Or, il est difficile, voir impossible de dissocier ces deux parties de la réponse. Nous avons donc cherché à mesurer cet artéfact dans des conditions proches des conditions réelles de mesure. Pour cela la solution idéale aurait été une personne implantée dont l'une des électrodes ne procure aucune sensation auditive. Par manque de patient présentant cette particularité et parce qu'il est difficile de distinguer «non information», de «non perception» (du fait d'un acouphène par exemple), nous avons fait le choix de simuler notre «patient» par un bocal rempli de liquide physiologique recréant des conditions se rapprochant de celles obtenues en situations réelles (sans être bien sûr identiques).

V – 2.2.3.1. Matériel.

Le système de stimulation mis en place précédemment, nous permet de nous affranchir de la partie acoustique de la stimulation, pour directement générer les pulses voulus. Cela nous permet de contrôler très précisément la stimulation émise.

En lieu et place de la partie externe de l'implant, nous avons utilisé le système Digistim présenté dans la partie précédente (V – 2.2.2.). Les électrodes de la partie interne de l'implant sont plongées dans du liquide physiologique avec les électrodes de recueil EEG (voir figure 51 & 52). L'implant est alors stimulé à l'aide de la stimulation ASSR caractérisée principalement par : l'électrode de test, la fréquence de modulation et les durées minimale et maximale des pulses. Nous obtenons alors, après moyennage, uniquement la partie de la réponse induite par la stimulation électrique de l'implant.

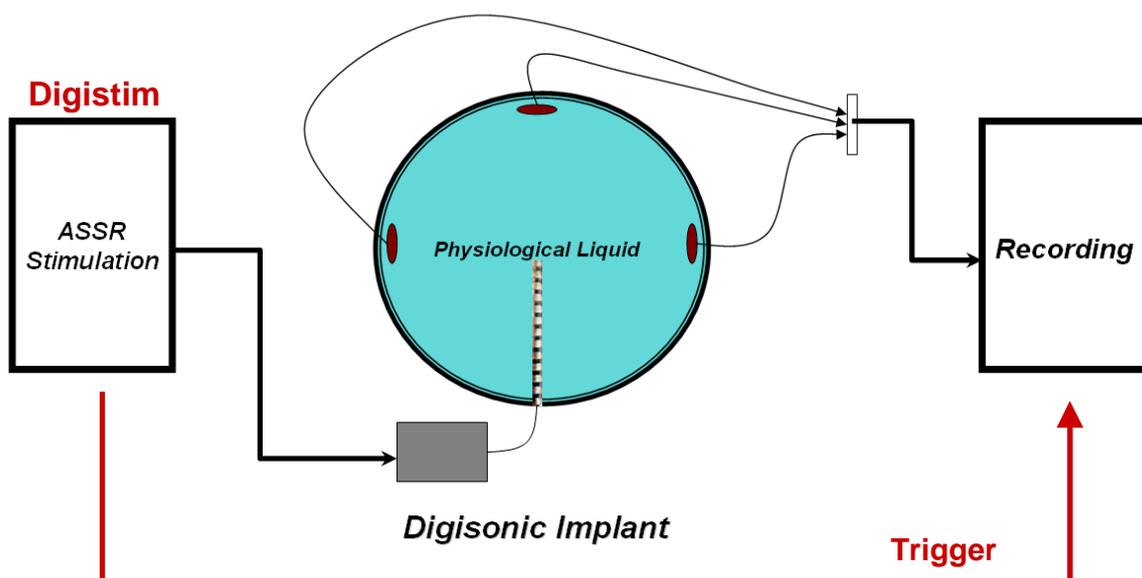


Figure 51.

Schéma de montage.

Les électrodes de l'implant sont plongées dans un bocal de liquide physiologique avec les 3 électrodes de recueil. L'implant est stimulé à l'aide du système Digistim.

Le recueil est effectué par le Centor USB synchronisé au Digistim par le trigger.

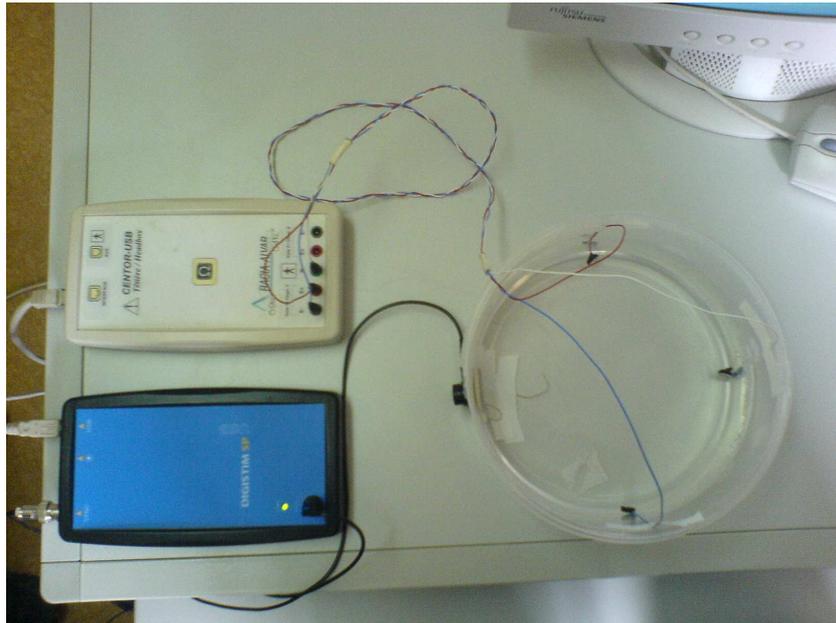


Figure 52.

Photo du montage. Le système Digistim envoie le signal à l'aide de l'antenne aux électrodes placées dans le bocal. La stimulation est enregistrée par les électrodes de recueil placées elles aussi dans le liquide physiologique et envoyée au Centor USB.

V – 2.2.3.2. Résultats.

Cette étude concernant l'artéfact lié à la stimulation électrique de l'implant, cherche à montrer que les données enregistrées sont bien utilisables dans un cadre audiométrique. L'objectif étant de montrer que par moyennage l'artéfact généré par l'implant ne perturbe pas ou peu la réponse.

Chaque pulse émis par l'implant a une amplitude élevée. Mais après moyennage et dans la fenêtre d'acquisition choisie (45 ms : correspondant à environ 4 périodes de la modulante) la réponse s'atténue. Elle ne disparaît pas complètement mais obtient un niveau faible (voir figure 53). L'artéfact reste malgré tout toujours présent à la fréquence de modulation utilisée (sur les enregistrements présentés on visualise 4 périodes de cette fréquence F_m) et donc en conflit avec la réponse physiologique.

Un premier point important concerne l'amplitude de cet artefact qui reste identique pour une dynamique de durée (écart entre durée de pulse max et min (figure 44)) identique. Comme nous l'avons déjà constaté à l'aide du modèle, quelle que soit la durée moyenne des pulses de la stimulation, si la dynamique reste identique alors l'amplitude de l'artéfact reste inchangée (voir figure 54). Ce point est très important et peut se révéler être un élément essentiel dans la mesure ASSR avec implant cochléaire. En effet, pour une même dynamique on peut avoir une durée maximale variable. L'artéfact restera identique, mais la sensation ressentie par le patient sera différente. Or comme nous l'avons vu chez le normo et le malentendant l'amplitude de la réponse ASSR est liée à la sensation. Une augmentation de la réponse ASSR sera alors le signe d'une réponse physiologique. Ces résultats seront à vérifier avec un patient implanté (ce que nous verrons plus tard).

On note également qu'une augmentation de l'amplitude des pulses entraîne une variation proportionnelle de l'artéfact (voir figure 53) ce qui semble mettre en avant la stratégie de codage des pulses choisis pour les implants MXM.

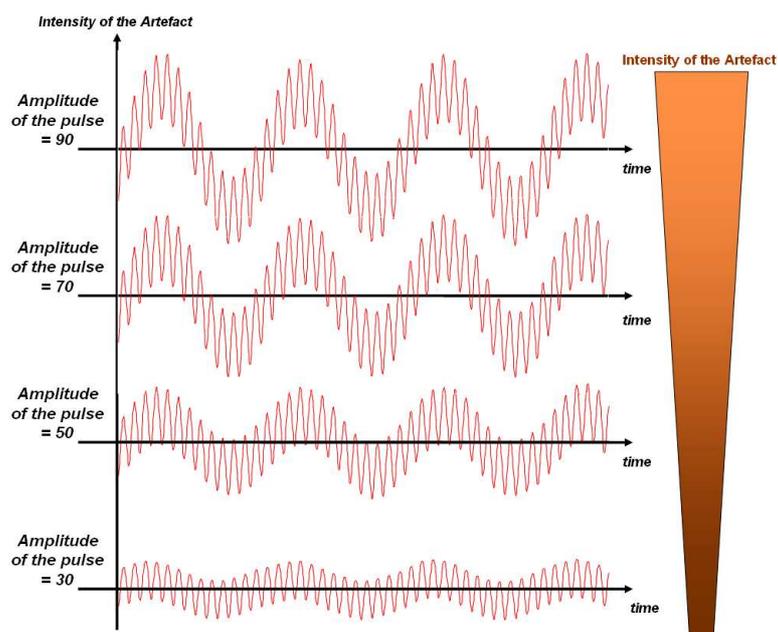


Figure 53.

Artéfact mesuré pour 4 amplitudes de pulses différentes.

L'artéfact intervient à la même fréquence que la fréquence de modulation (F_m), dans cet exemple on visualise bien les 4 périodes de 80 Hz. La trace moyennée en rouge correspond à l'enregistrement obtenu pour 4 amplitudes de pulses différentes (30, 50, 70, 90). Plus cette amplitude est grande, plus l'artéfact obtenu est important. Les 4 périodes de la modulante sont de plus en plus marquées avec l'augmentation de l'amplitude.

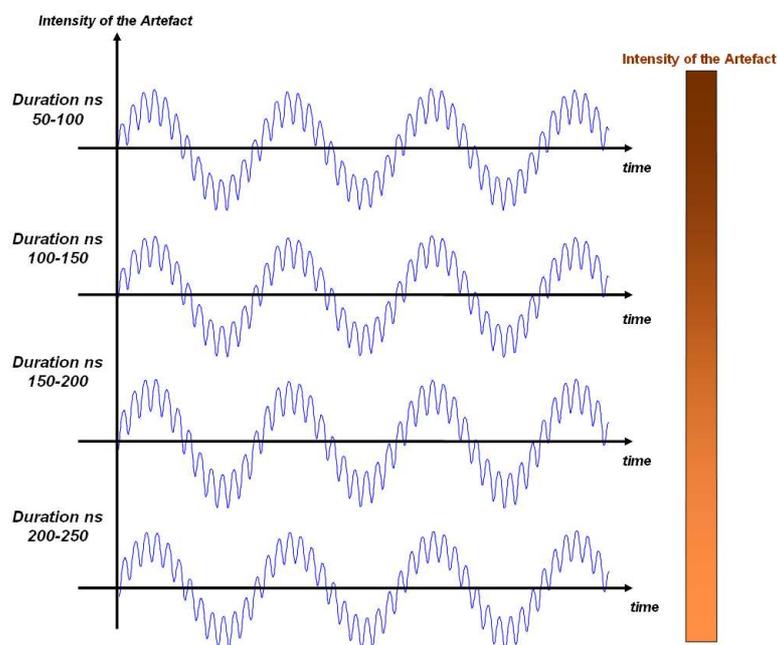


Figure 54.

Artéfact mesuré pour 4 amplitudes de pulses différentes.

La trace moyennée en bleu correspond à l'enregistrement obtenu pour 4 durée de pulses différentes (entre 50 et 100 μs , 100 et 150, 150 et 200, 200 et 250). L'artéfact correspond à l'amplitude de la fréquence FM (ici 80 Hz environ). Les 4 périodes de la modulante reste identiques malgré l'énergie des pulses de plus en plus importante. L'artéfact reste identique mais la sensation que ressent le patient est fonction de ces durées.

Il faut noter que l'artéfact de l'implant est ici mesuré dans des conditions favorisant son apparition. Le bocal de liquide physiologique a un volume faible comparé à la tête d'un sujet. De plus le liquide lui-même ne peut modéliser correctement la complexité de structure de la tête humaine et de tous les éléments qui la composent. Dans le cas d'un sujet, la réponse artéfactuelle aurait été plus faible du fait de la moins bonne conductivité de la tête par rapport à simplement du liquide physiologique.

Ces constatations nous permettent de valider l'utilisation de cette méthode objective avec l'implant cochléaire, tout en gardant à l'esprit que cette utilisation doit être faite avec des outils permettant de contrôler très précisément la stimulation et le recueil faute de quoi l'artéfact peut être mal contrôlé et par la même beaucoup plus perturbant, voir supérieur à la réponse physiologique faussant complètement les résultats mesurés.

V – 2.3. Etude n°7 : ASSR chez le sujet Implanté Cochléaire.

V – 2.3.1. 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 ces 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 notre outil de mesure ASSR sur implant avec des patients implantés.

V – 2.3.2. 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 le système de stimulation ASSR spécifique à l'implant, mis au point dans la partie V – 2.2.2. Celui-ci nous permet de contrôler de façon très précise notre stimulus afin de conserver une dynamique (en durée) identique au cours de nos mesures.

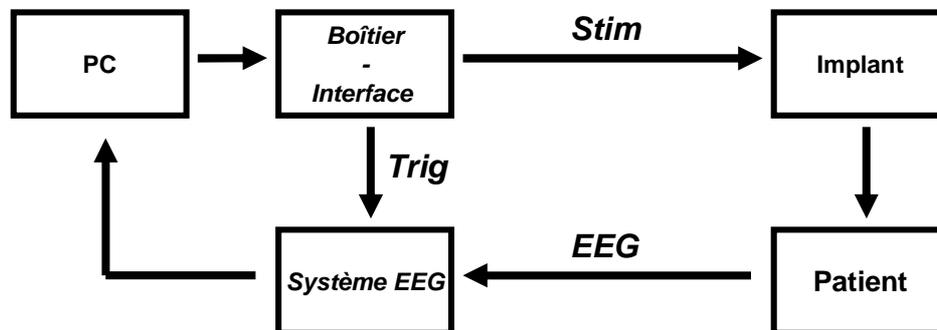


Figure 55.

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.

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 bon 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 » (voir V – 2.2.2.). Ces informations sont essentielles afin de ne pas sur stimuler 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 est fixé. Il faut donc moins de 1min 30s par intensité testée.

Comme vu précédemment, la stimulation est un train de pulses au sein duquel la durée des pulses varie sinusoïdalement entre deux durées (min et max) à la fréquence F_m de 83 Hz.

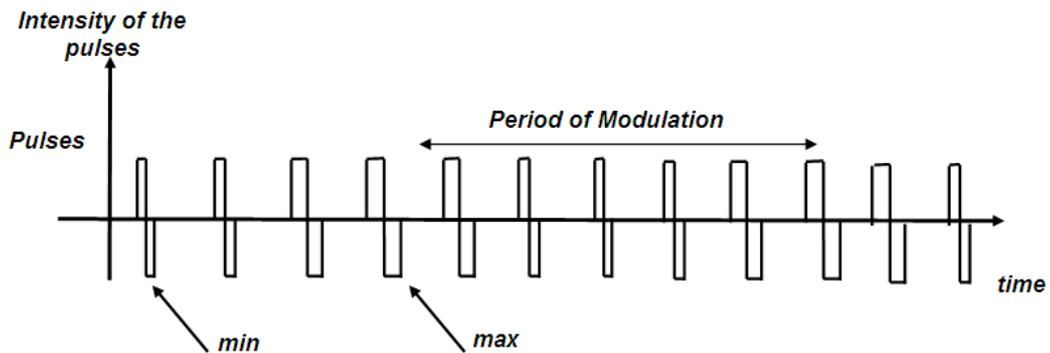


Figure 56.

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).

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 $10\mu\text{s}$ (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.

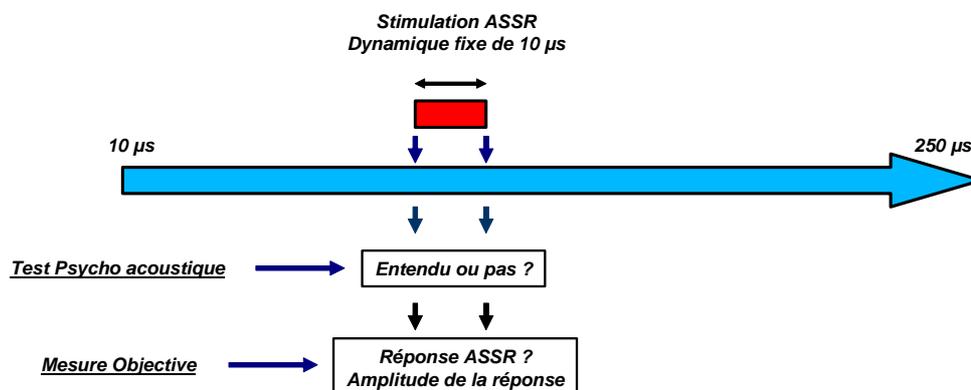


Figure 57.

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 $10\mu\text{s}$. Pour chaque niveau, on relève si le patient a perçu la stimulation ainsi que l'amplitude de la réponse ASSR.

V – 2.3.3. 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 comme nous l'avions prévu au cours des précédentes études.

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.

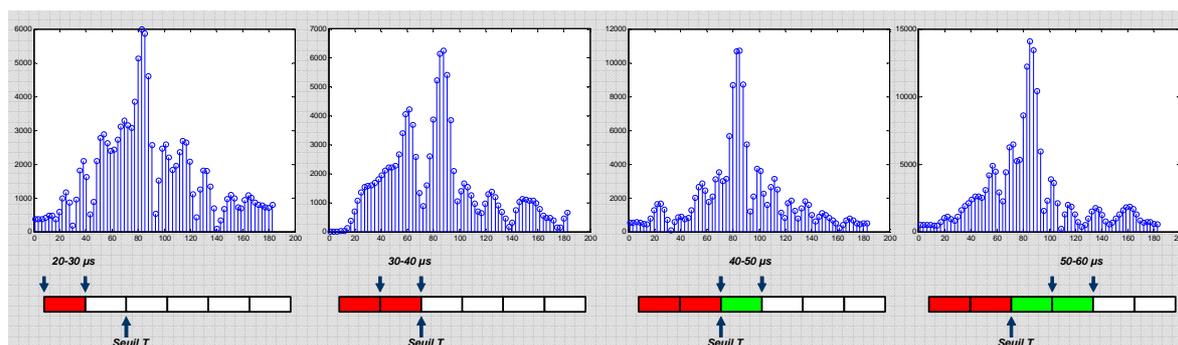


Figure 58. Résultats de mesure.

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 6000 (raie à 83 Hz). Au-delà l'amplitude de la réponse augmente et le patient perçoit un son (vert).

Au-delà, 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. Cette constatation va bien dans le sens des résultats obtenus au cours des précédentes études.

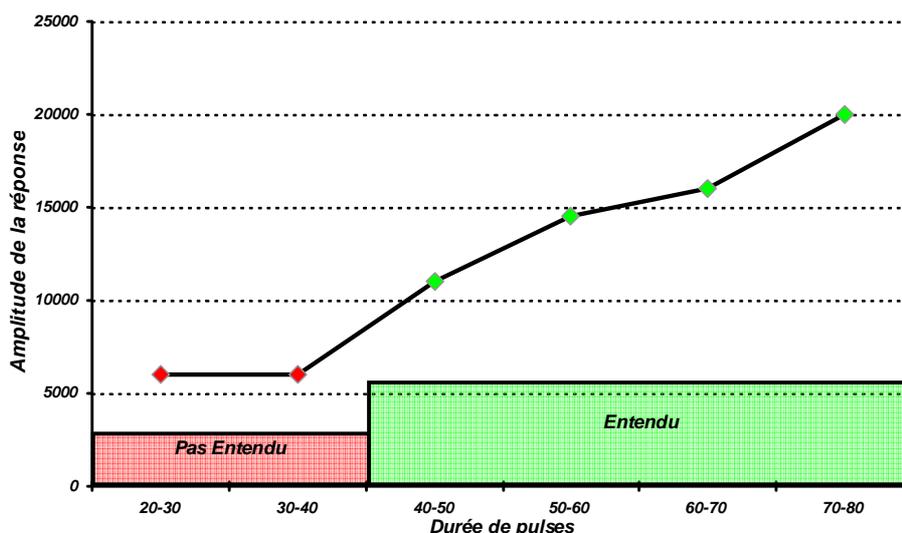


Figure 59.

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 croît avec la durée des pulses.

Les résultats de cette étude sont parfaitement en adéquation avec les résultats précédemment obtenus et conformes aux prévisions. L'artéfact lié à la stimulation est bien présent mais identifiable et stable du fait de la particularité du stimulus employé. Cet « offset » lié à l'artéfact 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 (exprimé 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'artéfact obtenu ici est inférieure au niveau obtenu pour une intensité de pulse de 40 comme modélisée et mesurée dans la partie V – 2.2.

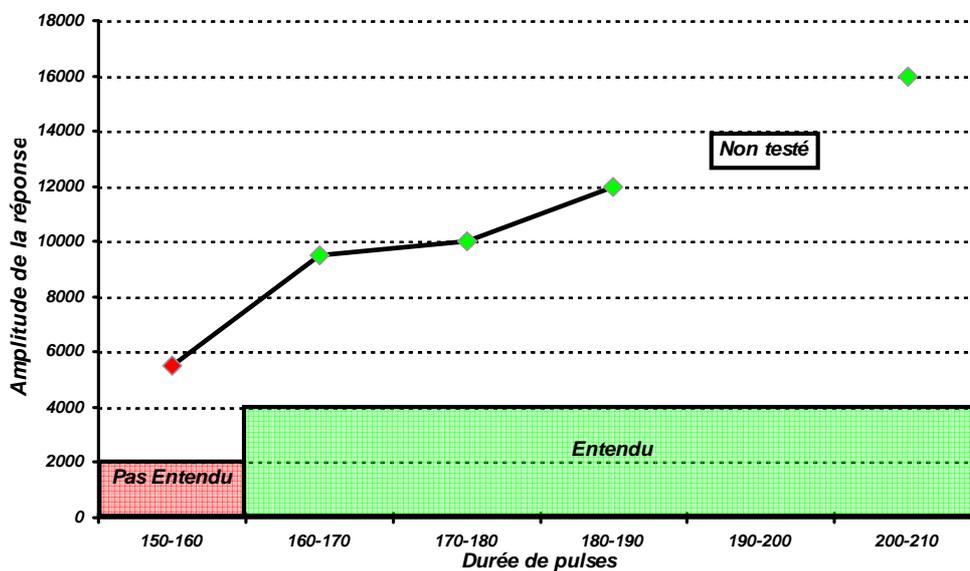


Figure 60.

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 croît avec la durée des pulses.

V – 2.3.4. 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 simultané. 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.

Conclusion

Les travaux de recherche mis en œuvre 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. C'est ce que nous avons fait au cours de cette dernière partie. 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.

Bibliographie

- Allen, J.B., Hall, J.L., Jent, P.S., 1989. Loudness growth in ½ 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, MR., 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, FW., Atkinson, J., Francis, MR., Green, DM.. 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, AL., Albera, R. 2006. Auditory steady-state responses and clinical applications. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 263(6):499-503.
- Cebulla, M., Sturzebechert, 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.
- Djourno 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.
- Firtszt, JB., Gaggl, W., Runge-Samuels, CL., Burg, LS., Wackym, PA., 2004. Auditory sensitivity in children using the auditory steady-state response. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 130(5):536-40.

- 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., Micheyl 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., Micheyl C., Truy E., Collet L. 1998. Cochlear implant performance and electrically-evoked auditory brainstem response characteristics. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 108, 521-525.
- Gallégo S., Micheyl 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., Micheyl 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. *Audiolog.* 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, PJ., 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 80 Hz 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, OG., Picton, PE., Picton, TW., 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, TW., Rodriguez, RT., Linden, RD., Maiste, AC., 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, TW., 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, FW. 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, MC., 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 Clic-ABR Wave V Latency. *Ear & Hearing* 18 (5), 409-419.
- Small, SA., Hatton. JL., Stapells, DR., 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 Sporrán, 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, CS., Mens, LH., Snik, AF. 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, WY., Stapells, DR., 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.

Annexes

```
%%% Programme Matlab de génération de Pulses ASSR %%%
```

```
clear all
```

```
%%%Variables de travail%%%
```

```
Fm = 79.3; %fréquence de la modulation.
```

```
memdigi = 500; %nombre de points à stocker pour 1 sinus dans la mémoire du digistim.
```

```
Fech = memdigi*Fm; %fréquence d'échantillonnage.
```

```
pps = 600; %nombre de pulses par secondes.
```

```
interval_pps = round(Fech/pps); %durée d'un interval inter-pulses en  $\mu$ s.
```

```
%%%Dynamique durée de pulses en  $\mu$ s%%%
```

```
dmin = 10;
```

```
dmax = 500;
```

```
%%%Création Sinus%%%
```

```
t = [1:memdigi]/(Fech);
```

```
Sinus = (sin(2*pi*Fm*t)+ 1)/2; %periode de sin à Fm sur nbr de pnts de mem du digi.
```

```
boucle = 0;
```

```
x = round(interval_pps*rand); %Position aléatoire, sur un interval inter-stimulus, du début de l'analyse de la sinus.
```

```
pointeur = 1;
```

```
while boucle < 10,
```

```
    %%% analyse d'une periode %%%
```

```
    x_analyse = 0;
```

```
    while x < memdigi, %boucle de calcul des pulses sur une periode.
```

```
        dpulse(pointeur) = round(Sinus(x)*(dmax-dmin))+dmin;  
        %durée du pulse en fonction de la
```

```
dynamique souhaitée.
```

```
        x = x+interval_pps; %incrément pour calcul durée pulse suivant.
```

```
        pointeur = pointeur+1; %incrément pointeur de pulse.
```

```
    end
```

```
    x = x-memdigi; %reinitialisation du pointeur "x" en tenant compte du décalage.
```

```
    boucle = boucle+1;
```

```
end
```

```
figure;
```

```
plot (dpulse); %Affichage durée des pulses calculés.
```

Publications Scientifiques

- M. Ménard, S. Gallego, C. Berger Vachon, L. Collet, H. Thai-Van (2008). **Relationship between Loudness Growth Function and Auditory Steady State Response in Normal Hearing Subjects.** *Hearing Research*, 235: 105-113

- M. Ménard, S. Gallego, E. Truy, C. Berger Vachon et L. Collet (2005). **ASSR evaluation of auditory thresholds in cochlear implanted patients.** *Article : International Journal of Audiology* 2004;43:1-5.

- C. Berger Vachon , M. Ménard, L. Collet. **Corrections des déficiences auditives : Apport des méthodes de traitement du signal et perception.** *Article : STH (Sciences et Technologies pour le Handicap).*

- M. Ménard, C. Berger Vachon, L. Collet. **Evaluation des PEASM pour la détermination de seuils auditifs chez l'implanté cochléaire. « Prix de la Recherche 2004 ».** A.M.S.E 2004 - Vol.65 pages : 77-86.

- I. Akhoun, S. Gallego, A. Moulin, , M. Ménard, E. Veillet, C Berger-Vachon, L. Collet, H. Thai-Van. **The temporal relationship between speech auditory brainstem responses and the acoustic pattern of the phoneme /ba/ in normal-hearing adults.** *Clin Neurophysiol.* 2008 Apr;119(4):922-33.

- I. Akhoun, A. Moulin, A. Jeanvoine, M. Ménard, F. Buret, C. Voltaire, R. Scorretti, E. Veillet, C Berger-Vachon, L. Collet, H. Thai-Van. **Speech auditory brainstem response (speech ABR) characteristics depending on recording conditions, and hearing status An experimental parametric study.** *Neurosci Methods.* 2008.

Communications Scientifiques

- **114eme Congres SFORL** Paris : 14, 15, 16 Octobre 2007.
Présentation Orale. Présence aux conférences et Ateliers Technologiques.
« Etude objective de la sonie à l'aide des ASSR chez le malentendant. »
Ménard Mikael, Gallego Stéphane, Christian Berger-Vachon, Lionel Collet
<https://www.colloquium.fr/orl/>
- **Objective Measures in Cochlear and Brainstem Implants** (Varese, Italy) : 9-12
Mai 2007.
"Influence of cochlear implant parameters on ASSR measures"
Ménard Mikael, Gallego Stéphane, Christian Berger-Vachon, Lionel Collet
<http://www.audiologia.it/>
- **9 th International Conference on Cochlear Implants** (Vienna, Austria) :
14-17 Juin 2006. Présenté par B.Philippon
"Influence of cochlear implant stimulation on ASSR measures"
Ménard Mikael, Gallego Stéphane, Christian Berger-Vachon, Lionel Collet
http://www.ci-2006.com/pdf/final_program_ci_2006.pdf
- **113eme Congres SFORL** Paris : 8, 9, 10 Octobre 2006.
Présentation Orale et Poster. Participation sur le stand de
l'entreprise <https://www.colloquium.fr/ei/cm.esp?id=202&pageid=1P90VALWD>
« Etude objective de la sonie à l'aide des ASSR »
- **JJCAAS 2006** Lyon INSA : 18, 19, 20 Octobre 2006.
(3èmes Journées Jeunes Chercheurs en Audition Acoustique musicale et Signal audio)
Organisation du Congres. Présentation Orale et Poster.
<http://www.jjcaas.org/2006/index.php>
- **Handicap 2006** Paris : 7, 8, 9 Juin 2006.
Présentation Orale (Anglais). Présence aux conférences.
<http://lsc.univ-evry.fr/~handicap2006>
"Evaluation of ASSR response for cochlear implant fitting".
- **AAATE 2005** Lille : 6-9 Septembre 2005.
(Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe)
Présentation Orale (Anglais). Présence aux conférences.
<http://www.aaate2005.com/>
- **IAPA 2005** Lyon : 8-10 Mars 2005.
(XIIth International Symposium on Audiological Medicine)
Présentation Orale (Anglais). Présence aux conférences.
- **Handicap 2004** Paris.
Présentation Orale. Présence aux conférences.
Obtention du « **Prix de la recherche** ».
- **Modélisation & Simulation 2004** Lyon.
Présentation Orale (Anglais). Présence aux conférences.

Enseignements

- Encadrement de Dilana HAZER, étudiante à l'université d'Oldenburg en Bachelor-Thesis, 2003. Stage de 2 mois sur la « *modélisation de la cochlée* »..
- Encadrement de Radhouane ABID, étudiant à l'université Lyon 1 en Maitrise de Génie BioMédical, 2004. Stage de 2 mois sur l'étude de « Influence du Transducteur dans la mesure des ASSR ».
- Encadrement de Guillaume GIRARD, étudiant à l'université Lyon 1 en Maitrise de Génie BioMédical, 2005. Stage de 2 mois sur l'étude de « Etude de la phase dans le recueil ASSR et dans l'olfaction ».
- Encadrement de Matthieu BAURY, étudiant à l'université Lyon 1 en Licence de Génie BioMédical, 2005. Stage de 2 mois sur l'étude de « Tentative d'amélioration de la détermination objective du seuil minimal d'audition en utilisant la technique des ASSR».
- Encadrement de Nagwa ABDOL-GAMIL, étudiant à l'université Lyon 1 en Licence de Génie BioMédical, 2006. Stage de 2 mois sur l'étude de « Influence des paramètres de stimulation ASSR ».
- Encadrement de Anoop RAMGOLAM, étudiant à l'université Lyon 1 en Licence de Génie BioMédical, 2006. Stage de 2 mois sur l'étude de « Influence du déphasage dans les stimulations binaurales dans les cas des ASSR ».
- Encadrement de Elisabeth Ambadiang, étudiant à l'université Lyon 1 en Licence de Génie BioMédical, 2007. Stage de 2 mois sur l'étude de « ASSR et seuils Auditifs Objectifs ».
- Encadrement de Camille BILGORAJSKI, étudiant en deuxième année de médecine, 2006. Stage de 50h sur la « Mesure Objective de la sonie ».
- TP Informatique en Licence, Maitrise de Génie BioMédical (année 2003-2004)(15h).
- Cours, Technique Biomédicale, Mesures Objectives de l'audition humaine (2005 & 2006)(2*3h).
- TP électronique, première année Audioprothèse (28 heures) 2006.