

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D.

PAR
Olivier VALENTIN

MESURE OBJECTIVE DE L'ATTÉNUATION ET DE L'EFFET D'OCCLUSION DES
PROTECTEURS AUDITIFS À PARTIR DES POTENTIELS ÉVOQUÉS
STATIONNAIRES ET MULTIPLES

MONTRÉAL, LE 3 MARS 2016



Olivier Valentin, 2016



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY
CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Frédéric Laville, directeur de thèse
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jean-Marc Lina, président du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Jérémie Voix, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Annie Moulin, examinateur externe
Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 02 FÉVRIER 2016

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce manuscrit conclut cinq ans de travail; je tiens, en ces quelques lignes, à exprimer ma reconnaissance envers tous ceux qui, de près ou de loin, y ont contribué.

En premier lieu, je tiens à exprimer ma gratitude au professeur Frédéric Laville, mon directeur de thèse, pour son encadrement, sa disponibilité et la relation de confiance mutuelle qui s'est installée au long de ce doctorat. Je le remercie de m'avoir donné l'opportunité de superviser les laboratoires et travaux pratiques du cours d'acoustique industrielle lors des sessions durant lesquelles il a enseigné à l'ÉTS. Enfin, je lui suis extrêmement reconnaissant d'avoir supporté les hauts et les bas de ma vie de thésard.

Je remercie le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) qui a financé ce projet de recherche au doctorat. Je remercie également les différents organismes m'ayant offert des bourses complémentaires tout au long de ma thèse : l'École de technologie supérieure (ÉTS), l'Équipe de recherche en sécurité du travail (ÉREST), l'Association canadienne d'acoustique et la Direction de la santé publique de Montréal.

Merci aux membres de mon jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail et pour tous les conseils avisés qu'ils m'ont fournis tout au long de cette thèse.

J'adresse également mes plus sincères remerciements au professeur Michael Sasha John pour ses précieux conseils et son assistance lors des expériences réalisées dans le cadre de ce projet de recherche. Je lui suis extrêmement reconnaissant d'avoir accepté de me fournir une version personnalisée du système M.A.S.T.E.R. à une fraction du coût des systèmes commerciaux pour réaliser mes mesures EEG. Son expérience et son expertise m'ont beaucoup appris et je suis honoré d'avoir eu l'opportunité de coécrire mon premier article avec lui. Aujourd'hui, c'est un honneur de pouvoir dire que j'ai collaboré avec cet expert dans le domaine des ASSR.

VI

Je souhaiterais également remercier l'ensemble du personnel du Laboratoire international de recherche sur le cerveau, la musique et le son (BRAMS), et plus particulièrement les professeurs Pierre Jolicoeur, Marc Schönwiesner et Alexandre Lehmann. Sans le système d'acquisition ABR Biosemi du BRAMS, la validation de mes hypothèses de départ et le design de mes pré-tests auraient été moins aisés.

Je tiens également à remercier le professeur Jérémie Voix pour son soutien, ses conseils et la confiance qu'il m'a accordé alors que je supervisais les laboratoires et travaux pratiques du cours d'acoustique industrielle durant les sessions où il a enseigné. Je le remercie également d'avoir eu l'amabilité de me présenter à Jean Nicolas Laperle, président et fondateur de Sonomax hearing healthcare Inc. qui m'a fourni des protecteurs auditifs en quantité pour les mesures de mon premier protocole expérimental.

Je remercie aussi l'ensemble du personnel du département de génie mécanique de l'ÉTS pour leur écoute et leur aide. En particulier, un grand merci à Olivier Bouthot et Michel Drouin qui ont toujours su résoudre mes problèmes techniques rapidement, même si leurs emplois du temps étaient chargés.

Je remercie également les professeurs Christian Berger-Vachon et Annie Moulin pour m'avoir accompagné lors de mes premiers pas dans le monde de la recherche. C'est grâce à vous si j'ai pu intégrer le domaine de l'audition et je vous en suis vivement reconnaissant.

Je remercie du fond du cœur tous mes amis, collègues et proches qui ont été à mes côtés pendant ces années et qui les ont rendues si spéciales.

Merci également à toutes les personnes qui ont accepté de participer aux mesures expérimentales nécessaires à la réussite de ce projet de recherche. J'ai une pensée particulière pour Vincent Nadon, collègue et ami, qui a toujours accepté d'être «mon cobaye de référence» pour le design de mes expériences.

Cette thèse de doctorat n'aurait jamais existée si Patricia et Francis Valentin ne s'étaient jamais rencontrés. Je ne remercierai jamais assez ma mère pour son indéfectible soutien. J'espère que cette thèse sera une fierté pour elle.

Merci enfin au lecteur qui par essence justifie la rédaction de ce manuscrit.

MESURE OBJECTIVE DE L'ATTÉNUATION ET DE L'EFFET D'OCCLUSION DES PROTECTEURS AUDITIFS À PARTIR DES POTENTIELS ÉVOQUÉS STATIONNAIRES ET MULTIPLES

Olivier VALENTIN

RÉSUMÉ

Selon l'Organisation mondiale de la santé, le nombre de travailleurs exposés quotidiennement à des niveaux de bruit préjudiciables à leur audition est passé de 120 millions en 1995 à 250 millions en 2004. Même si la réduction du bruit à la source devrait être toujours privilégiée, la solution largement utilisée pour lutter contre le bruit au travail reste la protection auditive individuelle.

Malheureusement, le port des protecteurs auditifs n'est pas toujours respecté par les travailleurs car il est difficile de fournir un protecteur auditif dont le niveau d'atténuation effective est approprié à l'environnement de travail d'un individu. D'autre part, l'occlusion du canal auditif induit une modification de la perception de la parole, ce qui crée un inconfort incitant les travailleurs à retirer leurs protecteurs.

Ces deux problèmes existent parce que les méthodes actuelles de mesure de l'effet d'occlusion et de l'atténuation sont limitées. Les mesures objectives basées sur des mesures microphoniques intra-auriculaires ne tiennent pas compte de la transmission directe du son à la cochlée par conduction osseuse. Les mesures subjectives au seuil de l'audition sont biaisées à cause de l'effet de masquage aux basses fréquences induit par le bruit physiologique.

L'objectif principal de ce travail de thèse de doctorat est d'améliorer la mesure de l'atténuation et de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaires. L'approche générale consiste à : (i) vérifier s'il est possible de mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs grâce au recueil des potentiels évoqués stationnaires et multiples (PEASM) avec et sans protecteur auditif (protocole 1), (ii) adapter cette méthodologie pour mesurer l'effet d'occlusion induit par le port de protecteur auditifs intra-auriculaires (protocole 2), et (iii) valider chaque protocole par l'intermédiaire de mesures réalisées sur sujets humains.

Les résultats du protocole 1 démontrent que les PEASM peuvent être utilisés pour mesurer objectivement l'atténuation des protecteurs auditifs : les résultats obtenus à 500 Hz et 1 kHz démontrent que l'atténuation mesurée à partir des PEASM est relativement équivalente à l'atténuation calculée par la méthode *REAT*, ce qui est en accord avec ce qui était attendu puisque l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences est relativement négligeable à ces fréquences.

Les résultats du protocole 2 démontrent que les PEASM peuvent être également utilisés pour mesurer objectivement l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs : l'effet d'occlusion mesuré à partir des PEASM à 500 Hz est plus élevé que celui calculé par

l'intermédiaire de la méthode subjective au seuil de l'audition, ce qui est en accord avec ce qui était attendu puisqu'en dessous d'1 kHz, l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences est source de biais pour les résultats obtenus par la méthode subjective car il y a surestimation des seuils de l'audition en basse fréquence lors du port de protecteurs auditifs. Toutefois, les résultats obtenus à 250 Hz sont en contradiction avec les résultats attendus.

D'un point de vue scientifique, ce travail de thèse a permis de réaliser deux nouvelles méthodes innovantes pour mesurer objectivement l'atténuation et l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaires par électroencéphalographie.

D'un point de vue santé et sécurité au travail, les avancées présentées dans cette thèse pourraient aider à concevoir des protecteurs auditifs plus performants. En effet, si ces deux nouvelles méthodes objectives étaient normalisées pour caractériser les protecteurs auditifs intra-auriculaires, elles pourraient permettre : (i) de mieux appréhender l'efficacité réelle de la protection auditive et (ii) de fournir une mesure de l'inconfort induit par l'occlusion du canal auditif lors du port de protecteurs. Fournir un protecteur auditif dont l'efficacité réelle est adaptée à l'environnement de travail et dont le confort est optimisé permettrait, sur le long terme, d'améliorer les conditions des travailleurs en minimisant le risque lié à la dégradation de leur appareil auditif.

Les perspectives de travail proposées à la fin de cette thèse consistent principalement à : (i) exploiter ces deux méthodes avec une gamme fréquentielle plus étendue, (ii) explorer la variabilité intra-individuelle de chacune des méthodes, (iii) comparer les résultats des deux méthodes avec ceux obtenus par l'intermédiaire de la méthode «*Microphone in Real Ear*» (MIRE) et (iv) vérifier la compatibilité de chacune des méthodes avec tous les types de protecteurs auditifs. De plus, pour la méthode de mesure de l'effet d'occlusion utilisant les PEASM, une étude complémentaire est nécessaire pour lever la contradiction observée à 250 Hz.

Mots clés : Protecteurs auditifs intra-auriculaires, Bouchons d'oreilles, Électroencéphalographie, Potentiels évoqués auditifs stationnaires et multiples, Atténuation, Effet d'occlusion.

USING AUDITORY STEADY STATE RESPONSES FOR MEASURING HEARING PROTECTOR ATTENUATION AND OCCLUSION EFFECT

Olivier VALENTIN

ABSTRACT

According to the World Health Organization, worldwide hearing loss estimates increased from 120 million people in 1995 to 250 million in 2004. Since it is often difficult, for technological or economic reasons, to reduce noise at its source, the most commonly used solution to protect workers from noise exposure consists in using hearing protection devices (HPDs).

Unfortunately, workers do not always wear HPDs as required. One problem is the difficulty in providing an appropriate attenuation level required by an individual's work environment. Another problem is that the occlusion of the ear canal induces a modification of the wearer's voice perception, which creates a discomfort that sometimes leads people to remove their HPD.

Both of these problems exist because present methods of occlusion effect (OE) measurement and attenuation measurement have limitations. Objective measurements using a microphone in the ear canal do not take into account the bone conducted sounds directly transmitted to the cochlea and psychophysical measurements at hearing threshold are biased due to the low frequency masking effects from test subjects' physiological noise.

The main objective of this doctorate thesis work is to improve the measurement of HPDs attenuation and the OE induced by wearing HPDs. The general approach is to: (i) ensure that it is possible to measure HPDs attenuation by using auditory steady state responses (protocol 1), (ii) adapt this methodology to measure the OE induced by wearing HPDs (protocol 2), and (iii) validate each protocol through measurements performed on human subjects.

Results of protocol 1 shows that auditory steady state responses (ASSRs) can be used to objectively measure HPDs attenuation: results at 500 Hz and 1 kHz report that the physiological attenuations are relatively similar to the REAT values. This finding is in agreement with what was expected since the low-frequency masking effects from test subjects' physiological noise is negligible at these frequencies.

Results of protocol 2 shows that ASSRs can be also used to objectively measure the OE induced by wearing HPDs: the average physiological OE measured at 500 Hz is significantly higher than the average psychophysical OE. This finding is in agreement with what was expected since, below 1 kHz, the low-frequency masking effects from test subjects' physiological noise induces an overestimation of the occluded psychophysical hearing threshold. However, the results obtained at 250 Hz are inconsistent with what was expected.

From a scientific point of view, this PhD work has achieved two new innovative methods using electroencephalography for measuring HPDs' attenuation and the induced OE.

From an occupational health and safety point of view, the advances described in this thesis can help to better design the HPDs. Indeed, if these two new objective methods were recommended by standards for characterizing HPDs, they may provide: (i) a better understanding of the effective attenuation of HPDs and (ii) a measurement of the discomfort induced by the occlusion of the ear canal. Providing HPDs with an effective attenuation adapted to an individual's work environment and with an optimized comfort will, ultimately, improve working conditions by minimizing the risk of damage to the worker's hearing.

Further research perspectives mentioned at the end of this thesis consist mainly in: (i) exploiting these two methods with an extended frequency range, (ii) investigating the intra-individual variability of each method, (iii) comparing the results obtained with these two methods with those obtained by using the «Microphone in Real Ear» (MIRE) method and (iv) verifying the assumption that this method is suitable for other kind of HPDs, such as earmuffs.

Keywords: Hearing protection devices, Earplugs, Electroencephalography, Auditory Steady State Responses, Attenuation, Occlusion Effect.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
0.1 Contexte	1
0.1.1 Problématique du bruit au travail.....	1
0.1.1.1 Bruit et santé au travail	1
0.1.1.2 Les moyens de lutte contre le bruit au travail	3
0.1.2 Problématique des protecteurs auditifs intra-auriculaires.....	3
0.1.2.1 Problématique concernant l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires	4
0.1.2.2 Problématique concernant le confort « auditif » des protecteurs auditifs intra-auriculaires	7
0.1.3 Problématique : synthèse	10
0.2 Objectifs.....	11
0.2.1 Objectif principal	11
0.2.2 Objectifs spécifiques.....	12
0.3 Démarche de travail et organisation du document.....	12
0.3.1 Chapitre 1 – Revue de littérature	13
0.3.2 Chapitre 2 – Protocole I : mesure de l'atténuation	14
0.3.3 Chapitre 3 – Protocole II : mesure de l'effet d'occlusion.....	14
0.3.4 Conclusion	14
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	15
1.1 Les protecteurs auditifs intra-auriculaires.....	15
1.1.1 La mesure de l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires	15
1.1.1.1 La méthode « <i>Real Ear Attenuation at Threshold</i> » (REAT)	16
1.1.1.2 La méthode « <i>Microphone in Real Ear</i> » (MIRE).....	18
1.1.1.3 La méthode « <i>Field-Microphone in Real Ear</i> » (F-MIRE).....	20
1.1.2 L'effet d'occlusion.....	21
1.1.2.1 La transmission de la parole en oreilles ouvertes	22
1.1.2.2 La transmission de la parole en oreilles occluses	23
1.1.2.3 La mesure de l'effet d'occlusion.....	24
1.2 Exploration anatomique et neurophysiologique du système auditif.....	28
1.2.1 Le système auditif humain	28
1.2.1.1 Codage de la fréquence d'un son	28
1.2.1.1.1 Du recueil à la transduction de l'information acoustique	28
1.2.1.1.2 De la vibration au potentiel de membrane	30
1.2.1.1.3 La théorie de la volée (ou codage temporel).....	34
1.2.1.1.4 Limite de la théorie de la volée.....	34
1.2.1.1.5 Le codage tonotopique passif.....	34
1.2.1.2 Codage de l'intensité d'un son.....	36
1.2.1.2.1 Le taux de décharge	37
1.2.1.2.2 Synchronie et dynamique d'intensité.....	38

1.2.1.2.3	Rôles de cellules ciliées externes	38
1.2.2	L'électroencéphalographie.....	39
1.2.3	Les potentiels évoqués auditifs	40
1.2.3.1	Recueil des potentiels évoqués auditifs	42
1.2.3.2	Origines physiologiques des potentiels évoqué auditifs	43
1.2.3.3	Potentiels évoqués précoces et investigation du système auditif périphérique.....	44
1.2.3.4	Potentiels évoqués stationnaires et multiples.....	48
1.2.3.4.1	Stimulation.....	48
1.2.3.4.2	Recueil	49
1.2.3.4.3	Variabilité due à l'état de vigilance	49
1.2.3.4.4	Variabilité due à l'âge.....	51
1.2.3.4.5	Intérêts et applications cliniques.....	51
1.2.3.5	Potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral en réponse à un son de parole	52
1.2.3.5.1	Recueil et stimulation	53
1.2.3.5.2	Caractéristiques des PEASP	53
1.2.3.5.3	PEASP, réponse physiologique ou artefact ?.....	54
CHAPITRE 2 PROTOCOLE I : MESURE DE L'ATTÉNUATION		57
2.1	Méthodologie	59
2.1.1	Sujets volontaires	59
2.1.2	Choix du protecteur auditif.....	59
2.1.3	Description de l'expérience	60
2.1.3.1	Étape 1 : moulage des bouchons et mesure objective microphonique de l'atténuation (<i>F-MIRE</i>)	61
2.1.3.2	Étape 2 : mesure subjective de l'atténuation (<i>REAT</i>)	62
2.1.3.3	Étape 3 : mesure objective physiologique de l'atténuation (PEASM)	62
2.2	Présentation des résultats	66
2.3	Interprétation des résultats	68
2.3.1	Résultats objectifs obtenus avec la méthode <i>F-MIRE</i>	68
2.3.2	Résultats subjectifs obtenus avec la méthode <i>REAT</i>	69
2.3.3	Résultats physiologiques obtenus avec les PEASM	69
2.3.4	REAT versus PEASM.....	70
2.4	Discussion et recommandations.....	71
CHAPITRE 3 PROTOCOLE II : MESURE DE L'EFFET D'OCCLUSION		73
3.1	Méthodologie	74
3.1.1	Sujets volontaires.....	74
3.1.2	Choix du protecteur auditif.....	74
3.1.3	Description de l'expérience	75
3.1.3.1	Étape 1 : mesure psychophysique de l'effet d'occlusion (méthode subjective).....	75

3.1.3.2	Étape 2 : mesure physiologique de l'effet d'occlusion (méthode objective)	76
3.2	Présentation des résultats	80
3.3	Interprétation des résultats	82
3.4	Discussion et recommandations.....	84
CONCLUSION		88
ANNEXE I	TABLE DES NIVEAUX DE PRESSION ACOUSTIQUE AMBIANTS MAXIMAUX ADMISSIBLES POUR DES TESTS AUDIOMÉTRIQUES EN CONDUCTION AÉRIENNE.....	90
ANNEXE II	TABLE DES NIVEAUX DE PRESSION ACOUSTIQUE AMBIANTS MAXIMAUX ADMISSIBLES POUR DES TESTS AUDIOMÉTRIQUES EN CONDUCTION OSSEUSE	91
ANNEXE III	TABLE DE LA CALIBRATION DES STIMULI POUR CONDUCTION OSSEUSE	92
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		93

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2-1 : Données constructeur pour l'atténuation du protecteur intra-auriculaire en silicone moulée sur mesure de la compagnie Sonomax. Ces données ont été obtenues à partir de mesures <i>REAT</i> réalisées selon la norme ANSI S3.19-1974.....	60
Tableau 2-2 : Atténuations individuelles et moyennes obtenues avec les méthodes <i>F-MIRE</i> , <i>REAT</i> et PEASM	67
Tableau 3-1 : Modèle contrebalancé utilisé pour déterminer l'ordre des mesures psychophysiques (F : mesure avec protecteurs, O : mesure sans protecteur)	76
Tableau 3-2 : Effets d'occlusion individuels obtenus avec les méthodes psychophysique et physiologique	81

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 0-1 :	Incidence de l'occlusion du conduit auditif externe sur la propagation des sons issus de source interne (bruits physiologiques ou parole par exemple). En présence d'un protecteur auditif intra-auriculaire, l'impédance vue par les parois du conduit auditif dans les basses fréquences est plus élevée, ce qui augmente le niveau de pression acoustique au tympan..... Erreur ! Signet non défini.
Figure 1-1 :	Représentation schématique des calculs permettant d'obtenir : la perte par insertion, le REAT, l'affaiblissement sonore théorique et l'affaiblissement sonore mesuré.15
Figure 1-2 :	Comparaison entre les NRR publiés en Amérique du nord (valeurs en provenance des tests de laboratoire) et les valeurs réelles obtenues en milieu de travail selon 20 études indépendantes. Les 9 colonnes de gauche sont des produits de type « bouchon d'oreille », tandis que les 7 colonnes de droite sont des produits de type « serre-tête ».18
Figure 1-3 :	Illustration du système de mesure F-MIRE pour bouchon de mousse jetable.21
Figure 1-4 :	Les différents chemins de transmission de la parole en oreilles ouvertes. Un son de parole peut utiliser trois chemins différents avant d'arriver jusqu'à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction aérienne (en rouge) : le son se propage dans le pavillon puis dans le conduit auditif externe pour être transmis à la cochlée par l'oreille moyenne. Un chemin de transmission par conduction osseuse directe (en vert) : le son se propage à travers les tissus mous et les os directement à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction osseuse indirecte (en bleu) : le son se propage à travers les tissus mous et les os jusqu'au conduit auditif externe pour le faire rayonner. Une partie des ondes rayonnées s'échappent par le conduit auditif externe, alors que l'autre partie est transmise à la cochlée par l'oreille moyenne.22
Figure 1-5 :	Les différents chemins de transmission de la parole en oreilles occluses. Un son de parole peut utiliser trois chemins différents avant d'arriver jusqu'à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction aérienne (en rouge) : le son se propage dans le pavillon puis dans le conduit auditif externe pour être transmis à la cochlée par

l'oreille moyenne. Un chemin de transmission par conduction osseuse directe (en vert) : le son se propage à travers les tissus mous et les os directement à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction osseuse indirecte (en bleu) : le son se propage à travers les tissus mous et les os jusqu'au conduit auditif externe pour le faire rayonner. En présence d'un protecteur auditif intra-auriculaire, l'impédance vue par les parois du conduit auditif dans les basses fréquences est plus élevée, ce qui augmente le niveau de pression acoustique au tympan (modélisé par la double flèche bleue).24

Figure 1-6 : Schéma illustrant le dispositif expérimental développé par Lecocq et collaborateurs pour la mesure subjective de l'effet d'occlusion lors de l'excitation de la cavité buccale.26

Figure 1-7 : Comparaison de l'effet d'occlusion obtenu subjectivement à celui obtenu objectivement, lors d'une stimulation effectuée par un vibreur frontal couplé à la tête du sujet. Les différences observées aux basses fréquences et aux hautes fréquences sont imputables aux spécificités de la méthode utilisée dans la mesure de l'effet d'occlusion.27

Figure 1-8 : Le système auditif humain.29

Figure 1-9 : Coupe transversale (en haut) et vue de face (en bas) de la cochlée. L'agrandissement de l'organe de Corti montre que les cellules ciliées sont situées entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale. Les cellules ciliées internes (CCI) sont innervées par les fibres afférentes du nerf VIII alors que les cellules ciliées externes (CCE) sont reliées à des fibres efférentes permettant un rétrocontrôle actif ayant pour fonction d'amplifier les vibrations détectées par les CCI.31

Figure 1-10 : Le mouvement de la membrane basilaire crée une force de cisaillement qui fléchit les stéréocils des cellules ciliées. Le point de pivotement de la membrane basilaire est décalé par rapport à celui de la membrane tectoriale de sorte que lorsque la membrane basilaire est en mouvement, la membrane tectoriale se déplace en travers des sommets des cellules ciliées dont elle courbe les stéréocils.32

Figure 1-11 : Transduction mécano-électrique opérée par les cellules ciliées.33

Figure 1-12 : Chaque fibre du nerf auditif présente un seuil d'activation minimale pour une certaine fréquence appelée Fréquence Caractéristique (FC) ou préférentielle.35

Figure 1-13 : Le cortex auditif de l'homme. Représentation schématique de l'aspect latéral de l'hémisphère gauche ainsi que de la profondeur de la scissure de Sylvius où est enfouie la partie du cortex auditif qui occupe le

	gyrus temporal supérieure. Le cortex auditif primaire a une organisation tonotopique.....	36
Figure 1-14 :	Organisation tonotopique de la cochlée et réponse de la membrane basilaire à différentes fréquences de stimulation. Pour les hautes fréquences l'onde de propagation est maximale à la base de la cochlée alors que pour les basses fréquences le maximum de l'onde de propagation se situe à l'extrémité apicale.	37
Figure 1-15 :	Anatomie des neurones. Les neurones sont des cellules traitant et transmettant l'information dans le système nerveux sous la forme d'excitations électriques. Chez les vertébrés, les neurones sont le composant clé du cerveau, de la moelle épinière et des nerfs périphériques. Tirée de GNU Free Documentation Database.	40
Figure 1-16 :	Modélisation du passage du courant post activation synaptique, dans et autour d'un neurone.	41
Figure 1-17 :	Schéma fonctionnel d'une manipulation de mesure des potentiels évoqués auditifs. Une électrode est placée sur le vertex et une autre sur chaque mastoïde.....	43
Figure 1-18 :	Voies auditives et potentiels évoqués auditifs.	45
Figure 1-19 :	Potentiels évoqués auditifs précoces (PEAP) enregistrés pour différents niveaux de stimulation.	46
Figure 1-20 :	Comparaisons des PEAP mesurés sur l'oreille droite d'un enfant sourd (courbe de gauche) avec ceux d'un enfant normo-entendant (courbe de droite). La mesure a été effectuée avec un niveau de stimulation de 60 dB. La présence des 5 ondes bien individualisées est évidente à ce niveau de stimulation. La même mesure effectuée sur l'oreille droite d'un enfant présentant une surdité profonde ne permet pas de déceler d'onde.....	47
Figure 1-21 :	Exemple de résultats obtenus par la méthode des PEASM. Le stimulus (à gauche) est un signal composé d'une fréquence fondamentale, modulée en amplitude. À droite, trace temporelle (en haut) provenant de l'enregistrement moyenné de 1000 traces en réponse à une fréquence porteuse modulée à 83 Hz. On devine la présence de la fréquence de modulation, codée par le système auditif du sujet (phénomène de « verrouillage de phase ») dans la trace EEG. Le spectre fréquentiel (en bas, à droite), obtenu grâce à la transformée de Fourier du signal, nous permet de retrouver cette fréquence de modulation : un pic se détache clairement à la fréquence de modulation.....	50

Figure 1-22 :	Effet du niveau de stimulation sur les PEASM : l'amplitude des mesures EEG recueillies est fortement corrélée au niveau de stimulation.....	52
Figure 1-23 :	Amplitude normalisée des PEASM en fonction du niveau de stimulation et de la sensation de perception subjective du son (sonie - loudness). La ligne en pointillés gris représente le bruit EEG moyen durant l'enregistrement des PEASM. La courbe noire représente les données sans soustraction du bruit EEG, la courbe grise représente les données avec soustraction du bruit EEG. La différence entre les données bruitées et les données débruitées est figurée par la zone grisée. Les corrélations statistiques entre les réponses expérimentales et l'estimation calculée par régression linéaire (courbe pointillée noire) sont indiqués pour chaque niveau de sonie : - pour non corrélation et * pour corrélation. A partir de la sensation confortable (comfort/soft), l'amplitude des PEASM est corrélée avec la sonie.	53
Figure 1-24 :	Réponse évoquée auditive du tronc cérébral en réponse à une stimulation de parole. L'enveloppe inversée du stimulus décalée d'une dizaine de millisecondes (c) semble être fortement corrélée au PEASP (d).	54
Figure 1-25 :	Spectre fréquentiel de la réponse évoquée auditive du tronc cérébral en réponse à un son de parole. Comme l'indique le spectre fréquentiel du PEASP, il est possible de retrouver, dans l'activité électrophysiologique recueillie, la fréquence fondamentale et le premier formant du stimulus utilisé.....	55
Figure 1-26 :	Comparaison de l'activité électrophysiologique du tronc cérébral chez le normo-entendant (« NE », en bleu) et le sourd cophotique unilatéral (« SCU », en vert), mesurée sur les oreilles droites (D) et gauche (G) et sans inserts (CC) pour le normo entendant, et sur les oreilles fonctionnelles (OF), non-fonctionnelle (OM) et sans inserts (CC) pour le sourd cophotique unilatéral.	56
Figure 2-1 :	Vue d'ensemble du protecteur intra-auriculaire en silicone moulée sur mesure de la compagnie Sonomax : schéma de principe (reproduit et modifié avec l'autorisation des auteurs F. Laville et J. Voix) et vue explosée (reproduit avec l'autorisation de Sonomax). Lors du port d'un tel protecteur auditif, le son est transmis à l'oreille moyenne par l'intermédiaire de deux chemins : un chemin par voie solide où le son est transmis à travers le matériau du protecteur auditif et un chemin par voie aérienne où le son est transmis à travers le filtre acoustique passif.	59

- Figure 2-2 : Exemple de calcul de l'atténuation physiologique à partir de l'amplitude des PEASM variant en fonction du niveau de stimulation. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en trait plein, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés. L'atténuation est calculée à partir des distances entre les droites de régression linéaire et chaque point de mesure enregistré avec et sans protecteur auditif.63
- Figure 2-3 : Montage expérimental utilisé pour l'enregistrement des PEASM pour le protocole 1. Tous les appareillages sont contrôlés par un unique ordinateur portable. Les signaux de stimulation en provenance de la sortie D/A de la carte d'acquisition NI-USB 6229 sont atténués par un amplificateur opérationnel monté en inverseur avec un gain de 0,5 afin de respecter le voltage maximum admissible sur l'entrée «CD» de l'audiomètre qui permet à l'opérateur de régler le niveau de stimulation délivré au sujet par l'intermédiaire d'un casque d'écoute. En parallèle, les PEASM sont recueillis à partir d'électrodes à cupules plaquées or (GRASS technologies) positionnées sur le cuir chevelu et sont ensuite amplifiés par un amplificateur EEG avant d'être transmis à l'entrée A/D de la carte d'acquisition. Les données sont traitées en temps réel par l'intermédiaire du logiciel M.A.S.T.E.R.65
- Figure 2-4 : Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 500 Hz en fonction du niveau de stimulation (dB(SPL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.66
- Figure 2-5 : Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 1 kHz en fonction du niveau de stimulation (dB(SPL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.67
- Figure 2-6 : Comparaison entre les atténuations moyennes calculées à partir de la méthode subjective (REAT) et celles calculées à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 500 Hz et 1 kHz.....68
- Figure 2-7 : Comparaison entre les atténuations individuelles calculées à partir de la méthode subjective (REAT) et celles calculées à partir

	d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 500 Hz (○) et à 1000 Hz (□). Chaque symbole représente un sujet. Si les deux méthodes étaient équivalentes, alors les résultats seraient distribués autour de la droite d'équation $y=x$, en pointillés.	70
Figure 3-1 :	Vue d'ensemble du protecteur intra-de la compagnie 3M : photographie et schéma de principe.....	74
Figure 3-2 :	Exemple de calcul de l'effet d'occlusion physiologique à partir de l'amplitude des PEASM variant en fonction du niveau de stimulation. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en trait plein, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés. L'effet d'occlusion est calculé à partir des distances entre les droites de régression linéaire et chaque point de mesure enregistré avec et sans protecteur auditif.	77
Figure 3-3 :	Montage expérimental utilisé pour l'enregistrement des PEASM pour le protocole 2. Tous les appareillages sont contrôlés par un unique ordinateur portable. Les signaux de stimulation en provenance de la sortie DA de la carte d'acquisition NI-USB 6229 sont atténués par un amplificateur opérationnel monté en inverseur avec un gain de 0,5 afin de respecter le voltage maximum admissible sur l'entrée «CD» de l'audiomètre qui permet à l'opérateur de régler le niveau de stimulation délivré au sujet par l'intermédiaire d'un vibreur frontal. En parallèle, les PEASM sont recueillis à partir d'électrodes à cupules plaquées or (GRASS technologies) positionnées sur le cuir chevelu et sont ensuite amplifiés par un amplificateur EEG avant d'être transmis à l'entrée AD de la carte d'acquisition. Les données sont traitées en temps réel par l'intermédiaire du logiciel M.A.S.T.E.R.	79
Figure 3-4 :	Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 250 Hz en fonction du niveau de stimulation (dB(HL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les résultats non significatifs ont été indiqués par des marqueurs vides (Δ et □). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.....	80
Figure 3-5 :	Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 500 Hz en fonction du niveau de stimulation (dB(HL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les	

résultats non significatifs ont été indiqués par des marqueurs vides (Δ et \square). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.....81

Figure 3-6 : Comparaison entre les effets d'occlusion moyens calculés à partir de la méthode psychophysique (seuil) et ceux calculés à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 250 Hz et à 500 Hz.82

Figure 3-7 : Comparaison entre les effets d'occlusion individuels calculés à partir de la méthode psychophysique (seuil) et ceux calculés à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 250 Hz (\circ) et à 500 Hz (\square). Chaque symbole représente un sujet. Si les deux méthodes étaient équivalentes, alors les résultats seraient distribués autour de la droite d'équation $y=x$, en pointillés.83

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ABR	Auditory Brainstem Response
ACA	Association canadienne d'acoustique
A/D	Analog to Digital
ANSI	American National Standards Institute
ASA	Acoustical Society of America
ASSR	Auditory Steady State Response
CCE	Cellules Ciliées Externes
CCI	Cellules Ciliées Internes
CD	Compact Disc
D/A	Digital to Analog
EEG	Électroencéphalographie
ÉTS	École de technologie supérieure
FC	Fréquence Caractéristique
FFR	Frequency Following Responses
FFT	Fast Fourier Transform
F-MIRE	Field Microphone In the Real Ear
HL	Hearing Level
HPD	Hearing Protection Device
IL	Insertion Loss
IRRSST	Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail
ISO	International Organization for Standardization
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health

XXVIII

M.A.S.T.E.R. Multiple Auditory Steady-sTate Evoked Response

MIRE Microphone In the Real Ear

NR₀ Noise Réduction 0

NRR Noise Reduction Rating

OE Occlusion Effet

OMS Organisation mondiale de la santé

PEA Potentiel Évoqué Auditif

PEALM Potentiel Évoqué Auditif de Latence Moyenne

PEAP Potentiel Évoqué Auditif Précoce

PEASM Potentiel Évoqué Auditif Stationnaire et Multiple

PEASP Potentiel Évoqué Auditif à un Son de Parole

PEAT Potentiel Évoqué Auditif Tardif

PVC PolyVinyl Chloride

REAT Real Ear Attenuation Threshold

SPL Sound Pressure Level

TFOE Transfer Function of the Outer Ear

USB Universal Serial Bus

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

dB	Décibel
dB(A)	Décibel pondéré A
dB(HL)	Décibel niveau d'audition
dB(SPL)	Décibel niveau de pression acoustique
Hz	Hertz
kHz	Kilohertz
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
mV	Millivolt
nV	Nanovolt
N	Newton
S	Seconde
V	Volt
°	Degré
μV	Microvolt

INTRODUCTION

Cette thèse traite de la mesure objective de l'atténuation et de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs à partir des potentiels évoqués stationnaires et multiples.

L'introduction qui suit présente le contexte de l'étude, les problématiques, les objectifs, la démarche de travail et enfin l'organisation du présent document.

0.1 Contexte

0.1.1 Problématique du bruit au travail

0.1.1.1 Bruit et santé au travail

Un grand nombre de travailleurs sont exposés à des niveaux de bruits nocifs pour leur santé.

La problématique du bruit au travail est une réalité de l'industrialisation moderne. Cette industrialisation moderne a eu comme principale conséquence d'induire des pertes auditives pour les travailleurs. A l'heure actuelle, environ 500.000 des 3.125.700 travailleurs du Québec sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'engendrer des problèmes d'audition et au moins 100.000 d'entre eux sont aux prises avec les conséquences d'une surdité professionnelle (Vigneault et collaborateurs 2007). Selon le *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH), à l'échelle de l'Amérique du nord, ce sont 22 millions de travailleurs qui sont susceptibles de développer à terme des problèmes d'audition. Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), au niveau mondial, le nombre de travailleurs exposés quotidiennement à des niveaux de bruit préjudiciables à leur audition est passé de 120 millions en 1995 à 250 millions en 2004. En 2014, la commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec rapporte que sur les 5725 dossiers acceptés pour maladies professionnelles, 3769 dossiers (soit 65,8% des dossiers) concernent des troubles de l'oreille

et de l'audition : la surdité professionnelle est la première cause de maladie professionnelle au Québec (Lamarche et collaborateur, 2014). Ce problème touche donc suffisamment de personnes pour être considéré comme un problème de santé publique important. Plusieurs professionnels en santé publique s'accordent à dire que les conséquences d'un environnement de travail bruyant ne se limitent pas à la surdité professionnelle, mais provoquent d'autres effets sur la santé (stress, fatigue, nervosité), et augmentent le risque d'accident au travail (Concha-Barrientos et collaborateurs 2004, Girard et collaborateurs 2007, Nelson et collaborateurs 2005).

La législation ne limite pas les niveaux de bruit en milieu de travail à des niveaux suffisamment bas pour que le risque de perte d'audition soit nul.

En matière de législation, un employeur doit protéger un travailleur au-delà d'un niveau d'exposition maximum. Ce niveau maximum correspond au niveau de bruit équivalent pondéré A sur une journée de huit heures de travail. En Europe, la directive européenne 2003/10/CE fixe à 85 dB(A) ce niveau maximum au-dessus duquel un employeur doit agir. Au Canada, la plupart des provinces et territoires ont également porté cette limite à 85 dB(A). Dans les administrations fédérales canadiennes, la limite autorisée est de 87 dB(A). Le Québec (règlement sur la santé et la sécurité au travail du Québec, section XV : bruit, article 130 à 141) et les États-Unis autorisent un niveau d'exposition maximum de 90 dB(A) (*Occupational Safety and Health Administration*, 1983). Tous ces niveaux sont au-dessus des recommandations de l'OMS, qui préconise plutôt un niveau maximum de 75 dB(A) pour assurer l'intégrité de l'appareil auditif des travailleurs : un niveau de 70 dB(A) pendant 24h n'entraîne pas de pertes auditives pour la majeure partie de la population, ce qui équivaut à un niveau de 75 dB(A) sur 8h si les 16h restantes sont à un niveau d'exposition négligeable (WHO 1999).

0.1.1.2 Les moyens de lutte contre le bruit au travail

Plusieurs moyens d'actions existent pour lutter contre le bruit au travail :

- La première solution est de diminuer le bruit à la source, en agissant au niveau même de la conception de la source de bruit. Par exemple, la taille des surfaces rayonnantes d'une machine pourra être réduite.
- La seconde solution consiste à agir sur le chemin de propagation du son, en ayant recours par exemple à un encoffrement ou en insérant des panneaux acoustiques entre la source (machine bruyante) et le récepteur (travailleur).

Ces deux solutions s'avèrent efficaces mais la diversité des situations rencontrées en pratique peut impliquer un coût important et/ou un défi technologique de mise en œuvre.

La troisième solution, la plus couramment utilisée pour des raisons de faibles coûts et de facilité d'implantation, est la protection auditive individuelle. Elle existe principalement sous deux formes : les coquilles (reliées entre elles par un arceau) et les protections auditives intra-auriculaires (plus communément appelées «bouchons d'oreille»). Dans le cadre de ce projet de recherche, nous limiterons notre étude aux protecteurs auditifs intra-auriculaires. Ce type de protection est associé à des problématiques spécifiques décrites ci-après.

0.1.2 Problématique des protecteurs auditifs intra-auriculaires

Pour l'employeur, les protecteurs intra-auriculaires permettent de répondre facilement, et à moindre coût, à la nécessité de protéger l'audition des travailleurs. Malheureusement, les dispositifs intra-auriculaires mis à leurs dispositions ne sont pas toujours très bien acceptés ou très bien utilisés par les travailleurs. Plusieurs raisons justifient ce comportement :

Il est difficile d'offrir au travailleur le niveau d'atténuation que son environnement de travail requiert. En effet, les méthodes normalisées utilisées actuellement pour mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs (ANSI S12.6 et S3.19) ne permettent pas de connaître l'atténuation effective que procurent les protecteurs en conditions réelles d'utilisation. L'atténuation acoustique fournie par les protecteurs auditifs est donc souvent mal adaptée au travailleur et à son environnement de travail. La conséquence directe, souvent rapportée par les travailleurs, est que le port de protecteurs est source de gênes importantes dans la communication entre les travailleurs et à la perception des signaux d'alarme. L'origine de ce problème, se situant au niveau de la méthode utilisée pour quantifier l'atténuation du protecteur auditif, sera abordée à la section 0.1.2.1.

Parmi les autres raisons invoquées pour justifier le non-port des protecteurs auditifs intra-auriculaires, celles qui reviennent le plus sont associées au confort : outre les inconforts « physiques » liés, par exemple, à la texture ou à la sensation de pression sur les parois du conduit auditif, les inconforts « auditifs », liés aux modifications de la perception des sons et de la parole, incitent également les travailleurs à retirer leurs protecteurs au détriment de leur sécurité. Cet inconfort « auditif » sera abordé dans la section 0.1.2.2.

0.1.2.1 Problématique concernant l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires

Plusieurs études ont montré que l'atténuation d'un protecteur affichée par un fabricant est significativement supérieure par rapport à une mesure effective en milieu de travail correspondant à l'atténuation réelle du protecteur (Berger et collaborateurs 2000). S'il est légitime de penser que cette différence s'explique par l'absence de formation des ouvriers à utiliser efficacement leurs protecteurs, plusieurs études ont toutefois démontré que les méthodes utilisées par les fabricants ne permettent de prédire, avec précision, l'atténuation des protecteurs sur le terrain. Cette mauvaise prédiction de l'atténuation des protecteurs augmente considérablement le risque de sous-protection du travailleur : il est donc nécessaire de mieux mesurer l'atténuation fournie par un protecteur auditif intra-auriculaire.

Origine de la mauvaise prédiction ?

Comme le rapportent plusieurs travaux de recherche (Nélisse et collaborateurs 2010, Voix et collaborateurs 2006), l'écart entre atténuation affichée et atténuation effective provient de la méthode de mesure utilisée par le fabricant pour caractériser les performances des protecteurs auditifs individuels. Cette méthode des seuils audiométriques, le REAT (pour « *Real Ear Attenuation at Threshold* »), consiste à mesurer subjectivement la différence du seuil d'audition d'un sujet avec et sans protecteur, à plusieurs fréquences (entre 125 et 8000 Hz). Cette méthode, inspirée de l'audiométrie tonale, reste la plus utilisée à ce jour pour caractériser l'efficacité d'un protecteur. Pourtant, elle présente un certain nombre de défauts importants :

- La méthode REAT requiert l'évaluation du **seuil d'audition** d'un sujet, avec et sans protecteur. Le port de protecteurs auditifs induit une amplification basse fréquence du bruit physiologique entraînant par là même un **effet de masquage** aux basses fréquences. Conséquence directe : **en basse fréquence, sur estimation de l'atténuation**.
- La méthode REAT requiert l'évaluation **subjective** du seuil d'audition d'un sujet. Cette subjectivité induit une variabilité intra-individuelle importante. Conséquence directe : **imprécisions dans les résultats**.

Au vu de tous ces défauts de la méthode REAT, il est apparu nécessaire de développer des méthodes objectives, mieux adaptées, pour caractériser l'efficacité réelle d'un protecteur.

Première tentative de solution : la méthode F-MIRE

La méthode de mesure F-MIRE (« *Field-Microphone In the Real Ear* ») a été développée par Voix et collaborateurs pour permettre de déterminer l'efficacité d'un protecteur dans un environnement de travail réel (Voix et collaborateurs 2006, 2009). Cette méthode est adaptée

de la méthode MIRE qui, idéalement, permet d'obtenir la perte par insertion d'un protecteur auditif grâce à la mesure le niveau de pression acoustique au tympan, avec et sans protecteur. Comme il est délicat de mesurer des niveaux de pression acoustique au tympan en environnement de travail réel, la méthode F-MIRE utilise un doublet microphonique situé de part et d'autre du protecteur pour mesurer la différence de niveaux sonores à l'extérieur et à l'intérieur du canal auditif externe. Grâce à ses mesures, la méthode F-MIRE permet d'obtenir objectivement l'atténuation en s'affranchissant de plusieurs contraintes inhérentes à la méthode REAT :

- La méthode F-MIRE utilise des stimulations acoustiques supérieures au seuil d'audition du sujet, elle n'est pas donc pas influencée par l'effet de masquage aux basses fréquences, contrairement à la méthode REAT.
- Ces mesures effectuées par l'intermédiaire du doublet microphonique sont **objectives** car elles ne nécessitent aucune réponse de la part du sujet. F-MIRE présente donc **moins de variabilité intra individuelle** que REAT.

Toutefois, si la méthode F-MIRE permet de résoudre plusieurs des problèmes inhérents à la méthode REAT, elle n'est malheureusement pas parfaite. En effet, si les mesures effectuées par l'intermédiaire du doublet microphonique tiennent compte de la conduction osseuse indirecte induite par le rayonnement du conduit auditif externe, elles ne tiennent pas compte, contrairement au REAT, de la transmission du son par conduction osseuse directe à la cochlée. Omettre la conduction osseuse directe à la cochlée est problématique, car pour les protecteurs auditifs très atténuant, le son transmis par le chemin de conduction osseuse direct n'est plus négligeable par rapport à celui qui est transmis à travers le protecteur. Une solution serait de prendre en compte ce phénomène par un facteur de correction individuel. Malheureusement, comme celui est difficile à obtenir, un facteur de correction moyen, moins précis, est utilisé.

Pas de mesure « exhaustive » et « précise » de l'atténuation ?

Comme nous venons de le voir, plusieurs méthodes ont été développées dans le but de mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs. Malheureusement, ces méthodes permettent difficilement d'obtenir une quantification de l'atténuation des protecteurs auditifs qui soit à la fois « exhaustive » et « précise » :

Les méthodes objectives mesurant des niveaux de pression acoustique dans le conduit auditif externe peuvent être qualifiées de « précises » mais ne permettent pas de fournir une quantification « exhaustive » de l'atténuation car les mesures réalisées ne tiennent pas compte de la conduction osseuse directe à la cochlée.

Les méthodes subjectives tenant compte de la condition osseuse directe et indirecte peuvent être qualifiées d' « exhaustives » mais ne permettent pas de fournir une quantification « précise » de l'atténuation :

- Les mesures effectuées au seuil de l'audition sont fortement influencées par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences (jusqu'à 5dB). L'atténuation mesurée est donc surestimée.
- La subjectivité de ces méthodes implique une forte variabilité intra-individuelle, source d'imprécisions dans les résultats.

0.1.2.2 Problématique concernant le confort « auditif » des protecteurs auditifs intra-auriculaires

Pour que la protection offerte par un protecteur auditif individuel soit optimale, il est nécessaire de s'assurer que celui-ci soit correctement porté pendant la durée appropriée. Or, une étude de synthèse (Berger et collaborateurs 2000) a montré que le port de protecteurs

recommandé pour limiter l'exposition au bruit n'est pas toujours respecté : seulement 50% des travailleurs qui devraient porter des protecteurs les portent. Le confort « auditif » est l'une des raisons invoquées par les travailleurs pour justifier le non-port de leurs protecteurs.

L'inconfort « auditif » comprend ce qui a trait aux modifications de la perception des sons et de la parole et les difficultés de communication qui peuvent en résulter : les protecteurs auditifs individuels induisent chez l'utilisateur un « effet d'occlusion » déformant la perception de sa propre voix et amplifiant les bruits physiologiques (voir figure 1). La gêne induite par cet effet d'occlusion incite beaucoup de travailleurs à retirer leurs protecteurs pour communiquer, au détriment de leur santé.

Comment évaluer l'effet d'occlusion ?

Le phénomène de l'effet d'occlusion a le plus souvent été étudié dans le cadre d'études expérimentales plus générales visant à identifier certains chemins de transmission du son à l'oreille interne.

Dans le cadre de ces études expérimentales, les méthodes utilisées pour mesurer l'effet d'occlusion sont « calquées » sur celles utilisées pour la mesure de l'atténuation :

- Soit la méthode utilise des mesures subjectives au seuil de l'audition (Békésy et collaborateurs 1960, Stenfelt et collaborateurs 2007, Reinfeldt et collaborateurs 2007, Le Cocq et collaborateurs 2010).
- Soit la méthode utilise des mesures objectives microphoniques dans le conduit auditif externe (Lundh et collaborateurs 1986, Wimmer et collaborateurs 1986, Stenfelt et collaborateurs 2007, Reinfeldt et collaborateurs 2007, Nélisse et collaborateurs 2013).

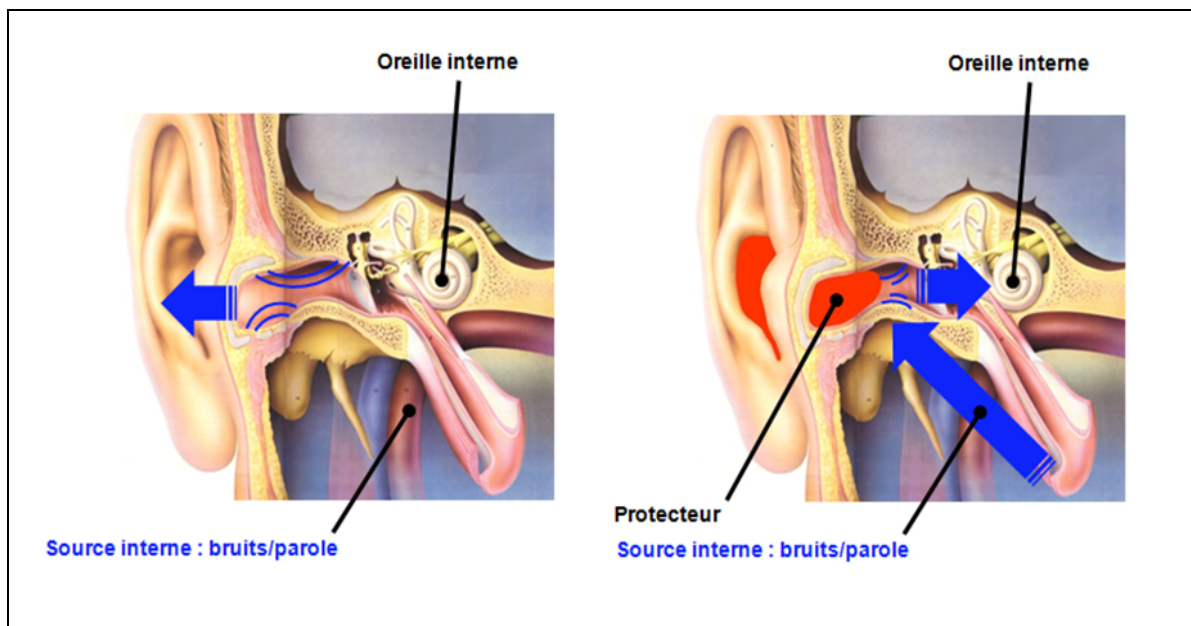


Figure 0-1 : Incidence de l'occlusion du conduit auditif externe sur la propagation des sons issus de source interne (bruits physiologiques ou parole par exemple).

En présence d'un protecteur auditif intra-auriculaire, l'impédance vue par les parois du conduit auditif dans les basses fréquences est plus élevée, ce qui augmente le niveau de pression acoustique au tympan.

Adaptée de Le coq et collaborateurs 2007.

En plus de toutes les difficultés inhérentes à la méthodologie de ces méthodes, une difficulté supplémentaire intervient : si le stimulus utilisé est un son de parole produit par le sujet, il est impossible d'utiliser des mesures subjectives au seuil de l'audition pour quantifier l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs intra-auriculaires.

Pas de mesure « exhaustive » et « précise » de l'effet d'occlusion ?

Si depuis les travaux de Békésy de 1960, plusieurs méthodes ont été développées dans le but de mesurer l'effet d'occlusion, il reste malheureusement difficile d'obtenir une quantification de ce phénomène qui soit à la fois « exhaustive » et « précise ». **Cette difficulté d'obtenir**

une quantification « exhaustive » et « précise » de l'effet d'occlusion est la même que celle décrite à propos de l'atténuation :

Les méthodes objectives mesurant des niveaux de pression acoustique dans le conduit auditif externe peuvent être qualifiées de « précises » mais ne permettent pas de fournir une quantification « exhaustive » de l'effet d'occlusion car les mesures réalisées ne tiennent pas compte de la conduction osseuse directe à la cochlée.

Les méthodes subjectives tenant compte de la condition osseuse directe et indirecte peuvent être qualifiées d' « exhaustives » mais ne permettent pas de fournir une quantification « précise » de l'effet d'occlusion :

- 1) Les mesures effectuées au seuil de l'audition sont fortement influencées par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences. L'effet d'occlusion mesurée est donc sous-estimé d'environ 10 dB (voir figure 1-7).
- 2) La subjectivité de ces méthodes implique une forte variabilité intra-individuelle, source d'imprécisions dans les résultats.

0.1.3 Problématique : synthèse

Que ce soit pour l'atténuation ou pour l'effet d'occlusion, les méthodes actuelles de mesure sont des compromis entre « précision » et « exhaustivité » : soit elles sont imprécises car subjectives et influencées par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences, soit elles sont non-exhaustives car elles ne tiennent pas compte de la conduction osseuse directe à la cochlée.

Pour satisfaire le critère d' « exhaustivité », une méthode de mesure doit non seulement tenir compte de la transmission du son par conduction osseuse indirecte (celle due au

rayonnement du conduit auditif externe) mais elle doit aussi tenir compte de la transmission du son par conduction osseuse directe (celle transmise à la cochlée).

Pour satisfaire le critère de « précision », une méthode de mesure doit être objective et doit utiliser des stimulations au-delà du seuil de l'audition pour s'affranchir de l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences.

L'électroencéphalographie (EEG) est une méthode qui répond à ces deux critères :

- 1) Elle répond au critère d'« exhaustivité » car elle permet, entre autre, d'accéder objectivement à la perception sonore individuelle grâce à l'enregistrement du signal électrique transmis par conduction passive jusqu'au scalp.
- 2) Elle répond au critère de « précision » car :
 - a) L'électroencéphalographie utilise des mesures objectives de ce signal électrique en réponse à des stimulations acoustiques.
 - b) Ces stimulations peuvent être effectuées à des niveaux de pression acoustique supérieurs au seuil de l'audition.

Ceci explique que l'électroencéphalographie est la méthode retenue et que l'objectif général de ce projet de recherche au doctorat est d'adapter cette méthode à la quantification de l'atténuation et de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaires.

0.2 Objectifs

0.2.1 Objectif principal

L'objectif principal de ce projet de recherche est d'améliorer la mesure de l'atténuation et de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaires. L'approche générale est de vérifier s'il est possible de mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs grâce à des recueils de l'activité bioélectrique cérébrale (EEG) avec et sans protecteur auditif, puis d'adapter

cette méthodologie pour mesurer l'effet d'occlusion induit par le port de protecteur auditifs intra-auriculaires.

0.2.2 Objectifs spécifiques

L'objectif principal de cette thèse peut se décliner en trois objectifs spécifiques:

- 1) Développer une nouvelle méthode utilisant le recueil des potentiels évoqués auditifs pour mesurer objectivement l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires. Cette méthode doit tenir compte de la conduction osseuse directe ET indirecte du son et ne doit pas être influencée par l'effet de masquage induit aux basses fréquences par le bruit physiologique (protocole 1).
- 2) Adapter cette nouvelle méthode pour mesurer objectivement l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs intra-auriculaires. Cette méthode doit tenir compte de la conduction osseuse directe ET indirecte de la parole et ne doit pas être influencée par l'effet de masquage induit aux basses fréquences par le bruit physiologique. La parole sera assimilée aux vibrations produites par les différentes structures solides du système phonatoire qui seront modélisées par des stimulations effectuées par un vibreur frontal couplé à la tête du sujet (protocole 2).
- 3) Valider chaque protocole par l'intermédiaire de mesures réalisées sur sujets humains.

0.3 Démarche de travail et organisation du document

Le but de cette section est de présenter le contenu des différents chapitres présentés dans la thèse.

0.3.1 Chapitre 1 – Revue de littérature

Le chapitre 1 est consacré à la revue de littérature. Il présente un état actuel des connaissances nécessaires à la réalisation des objectifs spécifiques définis à la section 0.2.2 et se divise en deux parties, organisées ainsi :

- 1) La première partie est dédiée aux protecteurs auditifs intra-auriculaires.
 - a) Dans un premier temps, nous traitons de l'atténuation des protecteurs auditifs, et des méthodes de mesures actuelles permettant de quantifier l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires.
 - b) Dans un second temps, nous détaillons le phénomène de l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs intra-auriculaires, et les méthodes de mesures actuelles permettant de quantifier cet effet d'occlusion.
- 2) La seconde partie est consacrée à l'anatomie du système auditif et son exploration neurophysiologique.
 - a) Dans un premier temps, nous exposons les caractéristiques de l'anatomie et du fonctionnement du système auditif humain : connaître les différentes étapes et mécanismes intervenant lors du traitement d'un stimulus auditif nous permettra de mieux comprendre comment le système auditif humain transforme un signal acoustique en un code neuronal.
 - b) Dans un second temps, nous présentons une méthode d'exploration neurophysiologique, l'électroencéphalographie (EEG), rendant compte avec précision de l'activité neuronale cérébrale.
 - c) Enfin, dans un troisième temps, nous abordons une application directe de l'électroencéphalographie au domaine de l'audiologie : les potentiels évoqués auditifs permettent d'analyser objectivement le fonctionnement du système auditif humain en réponse à une stimulation acoustique.

0.3.2 Chapitre 2 – Protocole I : mesure de l'atténuation

Le chapitre 2 est consacré à la description de la méthodologie et à la présentation des résultats obtenus avec le protocole 1 à propos de la mesure de l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaire par électroencéphalographie. Ce chapitre est divisé en 4 parties :

- 1) Méthodologie ;
- 2) Présentation des résultats ;
- 3) Interprétation des résultats ;
- 4) Discussion et recommandations.

0.3.3 Chapitre 3 – Protocole II : mesure de l'effet d'occlusion

Le chapitre 3 est consacré à la description de la méthodologie et à la présentation des résultats obtenus avec le protocole 2 à propos de la mesure de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaire par électroencéphalographie. Ce chapitre est divisé en 4 parties :

- 1) Méthodologie ;
- 2) Présentation des résultats ;
- 3) Interprétation des résultats ;
- 4) Discussion et recommandations.

0.3.4 Conclusion

La conclusion permet de conclure sur le travail effectué pendant cette thèse. Il inclut une synthèse de tous les résultats en lien avec les objectifs définis à la section 0.2.2, un bilan général des retombées scientifiques et technologiques de cette thèse et les différentes perspectives de travail possible pour des recherches futures.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Les protecteurs auditifs intra-auriculaires

1.1.1 La mesure de l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires

Idéalement, l'atténuation d'un protecteur auditif serait obtenue en mesurant la pression acoustique agissant sur le tympan, avec et sans protection. Cette approche (la soustraction des deux niveaux de pression acoustique) permettrait d'obtenir la perte par insertion (voir figure 1-1). Mais si aujourd'hui, il est possible, grâce à l'interférométrie laser, de mesurer le déplacement de la membrane tympanique sans modifier son comportement, il est par contre impossible de mesurer le déplacement de la membrane tympanique lorsque le conduit auditif est occlus. Comme il est impossible, avec les technologies actuelles, d'obtenir la perte par

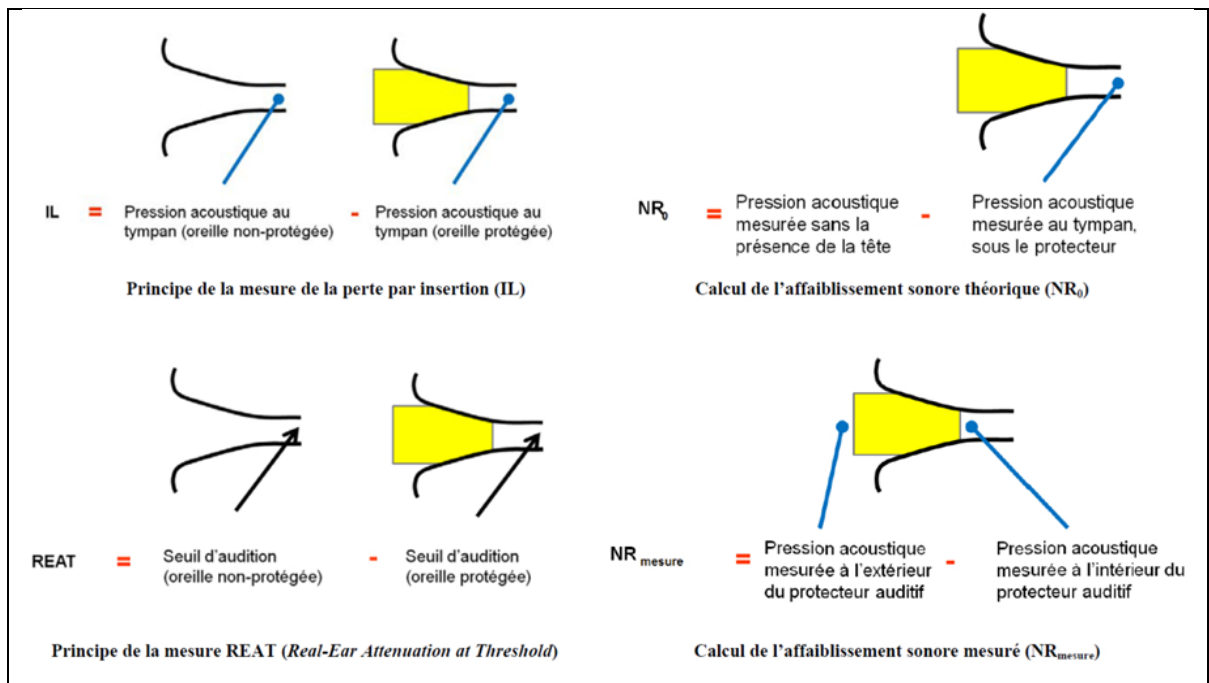


Figure 1-1 : Représentation schématique des calculs permettant d'obtenir : la perte par insertion, le REAT, l'affaiblissement sonore théorique et l'affaiblissement sonore mesuré.

Adaptée de Gaudreau et collaborateurs 2008.

insertion d'un protecteur auditif, plusieurs méthodes ont été développées pour obtenir une estimation de celle-ci. Ces méthodes peuvent utiliser des mesures au seuil (méthodes « liminaires ») ou supérieures au seuil (méthodes « supraliminaires ») pour prédire l'atténuation d'un protecteur auditif. Nous aborderons, dans les prochains paragraphes la principale méthode liminaire et deux méthodes supraliminaires utilisées aujourd'hui pour quantifier l'atténuation d'un protecteur (respectivement REAT, MIRE et F-MIRE).

Les paragraphes qui vont suivre, et qui traitent des méthodes liminaires et supraliminaires permettant d'estimer l'atténuation des protecteurs auditifs individuels, sont largement inspirés de la thèse de Jérémie Voix (Voix et collaborateurs 2006) et de l'article de Marc André Gaudreau (Gaudreau et collaborateurs 2008).

1.1.1.1 La méthode « *Real Ear Attenuation at Threshold* » (REAT)

L'atténuation d'un protecteur auditif est caractérisée en Amérique du nord (EPA 1979) par le NRR (*Noise Reduction Rating*, c'est à dire l'indice de réduction du bruit). Bien qu'il existe d'autres façons de caractériser les performances acoustiques des protecteurs auditifs, notamment par l'utilisation des classes et tout récemment des grades au Canada (CSA 2002), le NRR reste, de très loin, l'indicateur le plus couramment utilisé. Ce NRR est le résultat d'un calcul (voir équation 1.1) basé sur la valeur moyenne (notée REAT – voir figure 2) et l'écart type (noté σ_{REAT}) de l'atténuation d'un protecteur auditif mesurée par la méthode subjective des seuils auditifs dans un contexte de laboratoire (par opposition au monde réel) sur un groupe restreint d'individus, 10 selon la norme en vigueur (ANSI 1974) :

$$NRR = 10 \log_{10} \sum_{i=1}^7 10^{\frac{100+C^i}{10}} - 10 \log_{10} \sum_{i=1}^7 10^{\frac{100+A^i-REAT^i+2\sigma_{REAT}^i}{10}} \quad (1.1)$$

Où A_i et C_i sont les valeurs des pondérations A et C pour les bandes d'octave de 125 Hz ($i=1$) à 8000 Hz ($i=7$); les fréquences de 3150 et 6300 Hz utilisées en audiométrie tonale ont été omises, par souci de simplification.

La valeur moyenne de l'atténuation d'un protecteur auditif, nécessaire pour obtenir le NRR, est obtenue par l'intermédiaire de la méthode REAT. Cette méthode consiste à mesurer subjectivement la différence du seuil d'audition d'un sujet, avec et sans protecteur, à plusieurs fréquences (entre 125 et 8000 Hz). Ainsi, le REAT correspond, au bruit physiologique près, à la perte par insertion induite par le port du protecteur auditif (notée IL pour *Insertion Loss*) :

$$REAT = IL + \text{Effet de masquage} \quad (1.2)$$

Cette méthode REAT, utilisée actuellement comme « gold standard » pour quantifier l'atténuation d'un protecteur auditif, a néanmoins été l'objet de nombreuses critiques (Berger et collaborateurs 1993) et il ressort aujourd'hui que cet indicateur n'est **pas représentatif des performances de « terrain »** des protecteurs auditifs (voir figure 1-2) :

- La méthode REAT requiert **l'évaluation du seuil d'audition d'un sujet**, avec et sans protecteur. Le port de protecteurs auditifs induit une amplification basse fréquence du bruit physiologique entraînant par là même un effet de masquage aux basses fréquences. **Conséquence directe : en basse fréquence, sur estimation de l'atténuation (jusqu'à 5 dB).**
- La méthode REAT requiert l'évaluation **subjective** du seuil d'audition d'un sujet. Cette subjectivité induit une variabilité intra-individuelle importante. **Conséquence directe : imprécisions dans les résultats.**
- La méthode REAT **requiert un environnement acoustique calme** pour évaluer le seuil d'audition d'un sujet, avec et sans protecteur. **Conséquence directe : inutilisable en environnement de travail réel.**

Au vue des inconvénients de la méthode REAT, il est donc apparu nécessaire de développer des méthodes objectives, mieux adaptées, pour caractériser l'atténuation réelle d'un protecteur : les méthodes MIRE et F-MIRE ont été développées dans ce sens.

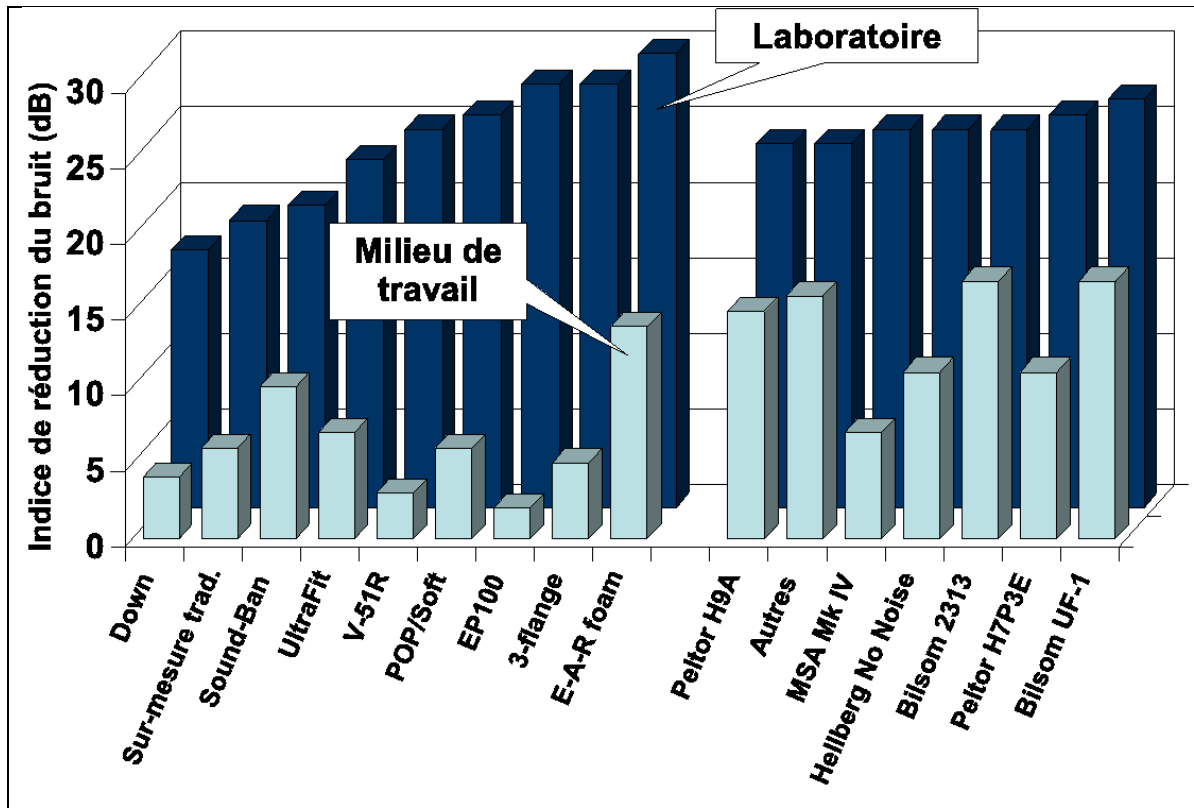


Figure 1-2 : Comparaison entre les NRR publiés en Amérique du nord (valeurs en provenance des tests de laboratoire) et les valeurs réelles obtenues en milieu de travail selon 20 études indépendantes. Les 9 colonnes de gauche sont des produits de type « bouchon d'oreille », tandis que les 7 colonnes de droite sont des produits de type « serre-tête ».

Tirée de Berger et collaborateurs 2000.

1.1.1.2 La méthode « *Microphone in Real Ear* » (MIRE)

La méthode MIRE permet de déterminer objectivement l'affaiblissement sonore théorique, noté NR_0 (« *Noise Réduction 0* »), correspondant à la différence de deux niveaux de pression acoustique : celui mesuré à proximité du tympan du sujet sans protecteur auditif et celui mesuré à proximité du tympan du sujet, avec protecteur auditifs. Grâce à ces mesures microphoniques, il est possible de déterminer la perte par insertion d'un protecteur auditif (noté IL) en se basant sur l'équation suivante :

$$IL = NR_0 + TFOE \quad (1.3)$$

Où TFOE (« *Transfer Function of the Outer Ear* ») représente la fonction de transfert de l'oreille externe, spécifique à chaque sujet mais pouvant être estimée à l'aide de facteurs moyens disponibles dans les normes (ISO 11904- 1:2002(E)).

Il est généralement accepté que la perte par insertion obtenue par l'intermédiaire de la méthode MIRE est une mesure équivalente à la valeur REAT même si ces deux approches donnent des estimations différentes :

- La méthode MIRE permet d'évaluer l'atténuation des protecteurs pour des **niveaux supérieurs au seuil d'audition du sujet**, contrairement à la méthode REAT. **Les résultats obtenus ne sont donc pas influencés par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences** (Berger et collaborateurs 1983).
- Les mesures microphoniques effectuées au tympan sont **objectives** car elles ne nécessitent aucune réponse de la part du sujet. MIRE présente donc **moins de variabilité intra-individuelle que REAT**.

Toutefois, si la méthode MIRE permet de résoudre plusieurs des problèmes inhérents à la méthode REAT, elle n'est malheureusement pas parfaite :

- En effet, si les mesures microphoniques effectuées au tympan tiennent compte de la conduction osseuse indirecte induite par le rayonnement du conduit auditif externe, **elles ne tiennent pas compte, contrairement au REAT, de la transmission du son par conduction osseuse directe à la cochlée**.
- La méthode MIRE est **difficilement utilisable en condition de travail réel** car l'introduction d'une sonde microphonique proche du tympan est une manipulation délicate réservée à des conditions de laboratoire.

1.1.1.3 La méthode « *Field-Microphone in Real Ear* » (F-MIRE)

Pour répondre à un besoin d'appréciation des performances « terrain » des protecteurs auditifs, Voix et collaborateurs développèrent la méthode de terrain appelée F-MIRE (Voix et collaborateurs 2006, Hager et collaborateurs 2006).

Cette méthode permet d'obtenir une approximation du NR0 de la méthode MIRE ($NR_{\text{mesuré}}$ - voir figure 2). Ce $NR_{\text{mesuré}}$ est obtenu sur le terrain et en temps réel en mesurant les niveaux de pression acoustique à l'extérieur et à l'intérieur du canal auditif externe par l'intermédiaire d'un doublet microphonique incorporé au protecteur (voir figure 1-3).

Cette méthode a l'avantage de conserver les bénéfices émanant de la méthode dont elle s'inspire :

- La méthode F-MIRE permet d'évaluer l'atténuation des protecteurs pour des **niveaux supérieurs au seuil d'audition du sujet**, contrairement à la méthode REAT. **Les résultats obtenus ne sont donc pas influencé par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences** (Berger et collaborateurs 1983).
- Les mesures effectuées par l'intermédiaire du doublet microphonique sont **objectives** car elles ne nécessitent aucune réponse de la part du sujet. F-MIRE présente donc **moins de variabilité intra individuelle que REAT**.

Malheureusement, la méthode F-MIRE ne corrige pas tous les défauts de la méthode dont elle s'inspire : **les mesures de F-MIRE ne tiennent également pas compte de la transmission du son par conduction osseuse directe à la cochlée**. Ce défaut pourrait être corrigé par un facteur de correction individuel. Malheureusement, comme celui est difficile à obtenir, un facteur de correction moyen, moins précis, est utilisé.

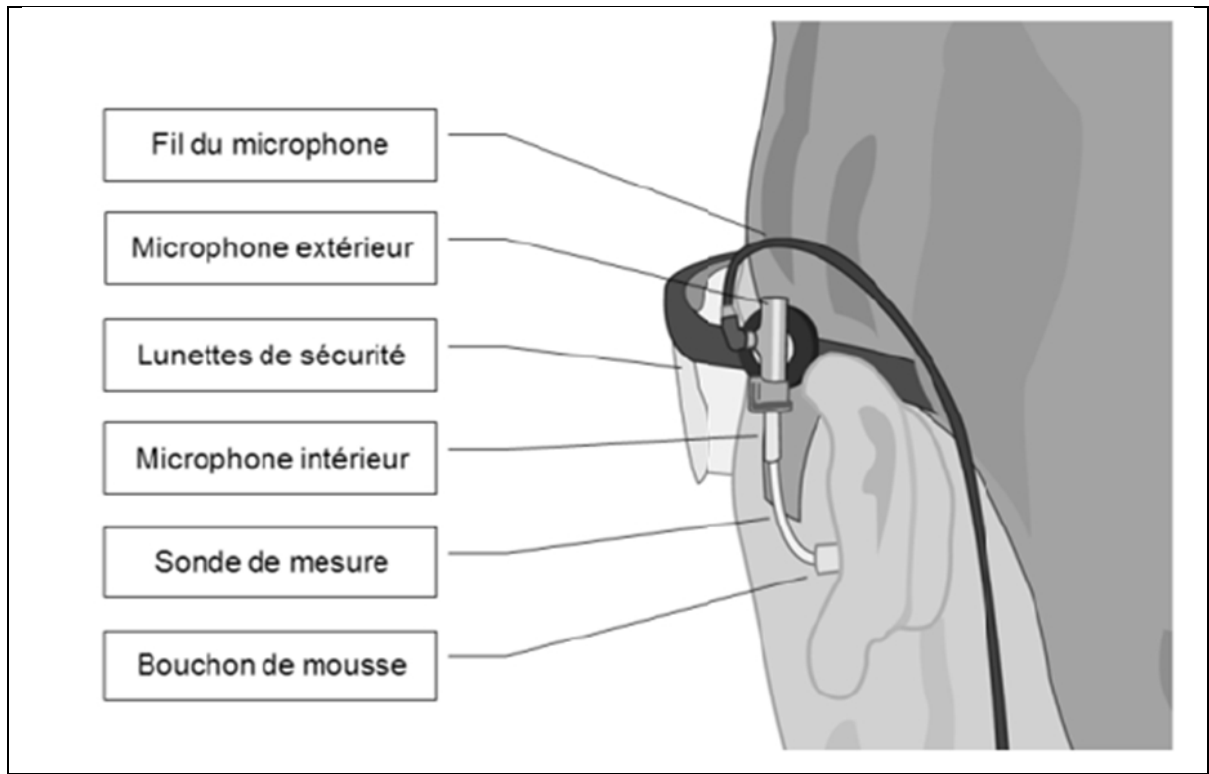


Figure 1-3 : Illustration du système de mesure F-MIRE pour bouchon de mousse jetable.

Tirée de Voix et collaborateurs2006.

1.1.2 L'effet d'occlusion

Quand une personne parle, le signal acoustique de parole arrivant au récepteur auditif correspond à la combinaison des signaux issus des différents chemins de conduction entre la source sonore (l'appareil de phonation) et le récepteur auditif (la cochlée) (Békésy et collaborateurs 1949, 1960).

Lorsqu'une personne s'équipe de protecteurs auditifs intra-auriculaires, sa perception de sa voix sera donc différente :

- Première raison, la propagation de sa voix par conduction aérienne est atténuée par les protecteurs auditifs.
- Deuxième raison, à cause de l'effet d'occlusion déformant la perception du son.

Pour comprendre le phénomène de l'effet d'occlusion, il est nécessaire de bien saisir les mécanismes et les structures intervenants pour chaque chemin de conduction, lors de la transmission de parole en oreilles « ouvertes » et en oreilles « occluses ».

1.1.2.1 La transmission de la parole en oreilles ouvertes

Comme il est possible de le voir sur la figure 1-4, en oreilles ouvertes, un signal acoustique de parole est transmis par :

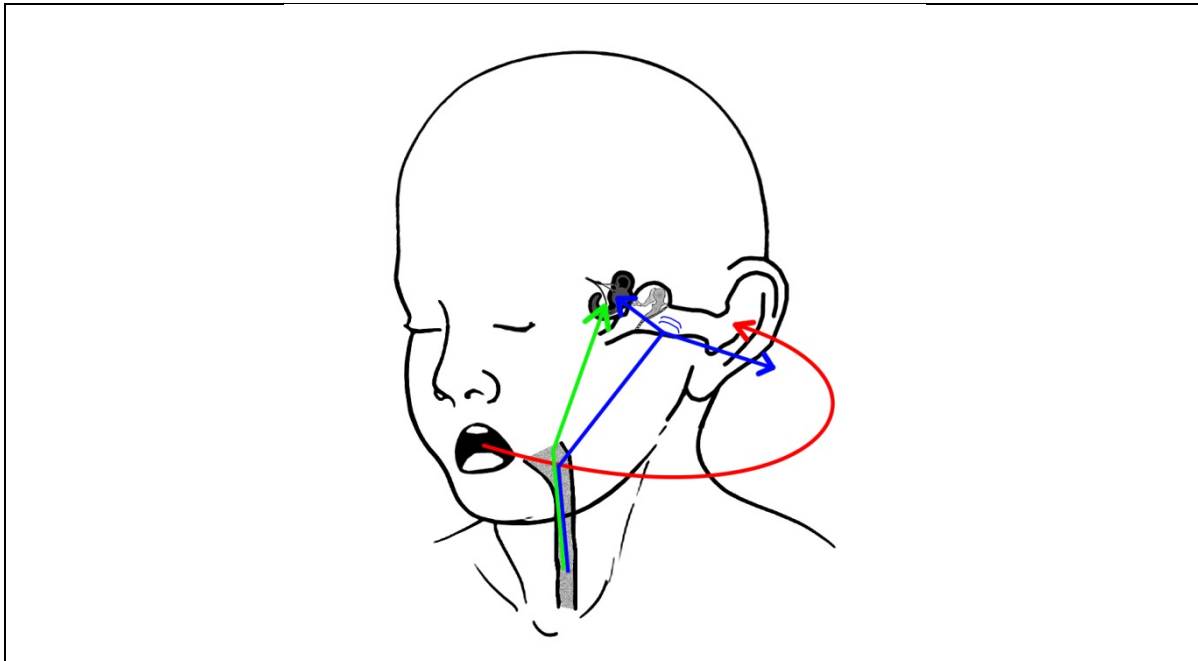


Figure 1-4 : Les différents chemins de transmission de la parole en oreilles ouvertes. Un son de parole peut utiliser trois chemins différents avant d'arriver jusqu'à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction aérienne (en rouge) : le son se propage dans le pavillon puis dans le conduit auditif externe pour être transmis à la cochlée par l'oreille moyenne. Un chemin de transmission par conduction osseuse directe (en vert) : le son se propage à travers les tissus mous et les os directement à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction osseuse indirecte (en bleu) : le son se propage à travers les tissus mous et les os jusqu'au conduit auditif externe pour le faire rayonner. Une partie des ondes rayonnées s'échappent par le conduit auditif externe, alors que l'autre partie est transmise à la cochlée par l'oreille moyenne.

- **Conduction aérienne**, correspondant au parcours « classique » du son dans l'air : le signal acoustique est capté par le pavillon auditif puis se propage dans le conduit auditif externe pour être transmis à la cochlée par l'oreille moyenne.
- **Conduction osseuse directe**, correspondant au parcours à travers les tissus mous et les os des sons d'origine interne (par exemple les bruits physiologiques, la voix) depuis la source sonore jusqu'à la cochlée (Békésy et collaborateurs 1960, Tonndorf et collaborateurs 1972).
- **Conduction osseuse indirecte**, correspondant au parcours des ondes rayonnées par le conduit auditif externe qui ne s'échappent pas par le conduit auditif externe (Békésy et collaborateurs 1960, Tonndorf et collaborateurs 1972).

1.1.2.2 La transmission de la parole en oreilles occluses

Comme il est possible de le voir sur la figure 1-5, en oreilles occluses, un signal acoustique de parole est transmis par :

- Conduction aérienne, correspondant au parcours du son à travers le protecteur enchâssé dans le conduit auditif : le signal acoustique atténué se propage dans le conduit auditif externe pour être transmis à la cochlée par l'oreille moyenne.
- Conduction osseuse directe, correspondant au parcours à travers les tissus mous et les os des sons d'origine interne (par exemple les bruits physiologiques, la voix) depuis la source sonore jusqu'à la cochlée (Békésy et collaborateurs 1960, Tonndorf et collaborateurs 1972).
- Conduction osseuse indirecte, correspondant au parcours des ondes rayonnées par les parois du conduit auditif externe. Cette fois ci, la présence du protecteur auditif augmente l'impédance vue par les parois du conduit auditif dans les basses fréquences (jusqu'à environ 2000 Hz), ce qui augmente la puissance acoustique transmise au conduit et le niveau de pression acoustique au tympan, ce qui est perçue par la personne sous la forme de l'effet d'occlusion (Stenfelt et collaborateurs 2003, Brummund et collaborateurs 2015).

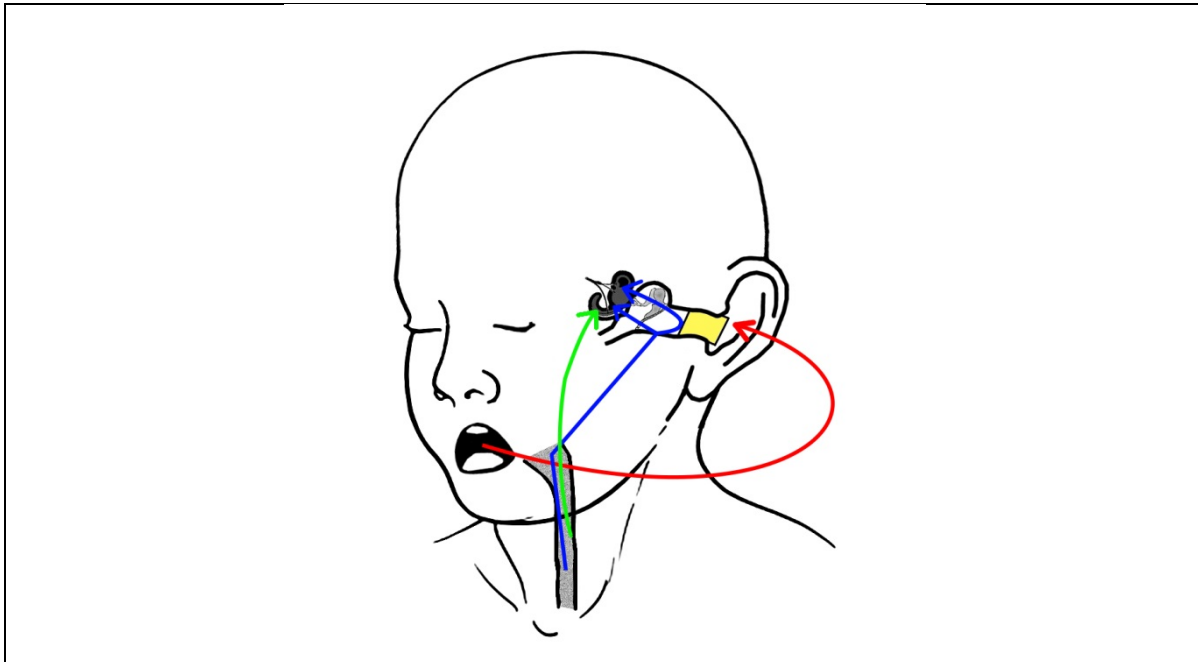


Figure 1-5 : Les différents chemins de transmission de la parole en oreilles occluses. Un son de parole peut utiliser trois chemins différents avant d'arriver jusqu'à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction aérienne (en rouge) : le son se propage dans le pavillon puis dans le conduit auditif externe pour être transmis à la cochlée par l'oreille moyenne. Un chemin de transmission par conduction osseuse directe (en vert) : le son se propage à travers les tissus mous et les os directement à la cochlée. Un chemin de transmission par conduction osseuse indirecte (en bleu) : le son se propage à travers les tissus mous et les os jusqu'au conduit auditif externe pour le faire rayonner. En présence d'un protecteur auditif intra-auriculaire, l'impédance vue par les parois du conduit auditif dans les basses fréquences est plus élevée, ce qui augmente le niveau de pression acoustique au tympan (modélisé par la double flèche bleue).

1.1.2.3 La mesure de l'effet d'occlusion

Historiquement, Békésy fut le premier à décrire cet effet d'occlusion dans le cadre de ces travaux de recherche sur la conduction osseuse menés en 1960 (Békésy et collaborateurs 1960). Lorsqu'ils s'équipent de protecteurs auditifs, les sujets rapportent une différence de perception significative des stimulations en conduction osseuse effectuées par un vibreur frontal couplé à la tête.

En 1986, deux études objectives de Lundh (Lundh et collaborateurs 1986) et Wimmer (Wimmer et collaborateurs 1986) confirment les résultats observés par l'étude subjective de

Békésy : lorsqu'un sujet est stimulé par conduction osseuse, ou lorsqu'il produit un son de parole, les niveaux de pression acoustique mesurés dans le conduit auditif « occlus » diffèrent de ceux mesurés dans le conduit auditif « ouvert ». Plusieurs études ont depuis rapportés des résultats comparables que ce soit en conduction osseuse (Stenfelt et collaborateurs 2003, Stenfelt et collaborateurs 2007, Reinfeldt et collaborateurs 2007) ou lors de production de parole (Hansen et collaborateurs 1997, Hansen et collaborateurs 1998, Dillon et collaborateurs 2000).

En 2010, Lecocq et collaborateurs ont cherché à compléter les précédents travaux avec une nouvelle étude subjective de l'effet d'occlusion lors de production de parole (Lecocq et collaborateurs 2010). Cette étude utilise un haut-parleur pour simuler la transmission par conduction osseuse émanant de l'excitation de la cavité buccale par la parole (voir figure 1-6). Lorsqu'ils s'équipent de protecteurs auditifs, les sujets rapportent également une différence de perception significative des stimulations effectuées par l'intermédiaire du haut-parleur buccal.

Malheureusement, si depuis les travaux de Békésy, plusieurs méthodes ont été développées dans le but de mesurer l'effet d'occlusion, aucune ne permet d'obtenir une quantification de ce phénomène qui soit à la fois « exhaustive » et « précise » :

Les méthodes objectives mesurant des niveaux de pression acoustique dans le conduit auditif externe peuvent être qualifiées de « précises » mais ne permettent pas de fournir une quantification « exhaustive » de l'effet d'occlusion car les mesures réalisées ne tiennent pas compte de la conduction osseuse directe à la cochlée (jusqu'à environ 10 dB de différence avec les méthodes subjectives, voir figure 1-7).

Les méthodes subjectives tenant compte de la condition osseuse directe et indirecte peuvent être qualifiées d'« exhaustives » mais ne permettent pas de fournir une quantification « précise » de l'effet d'occlusion :

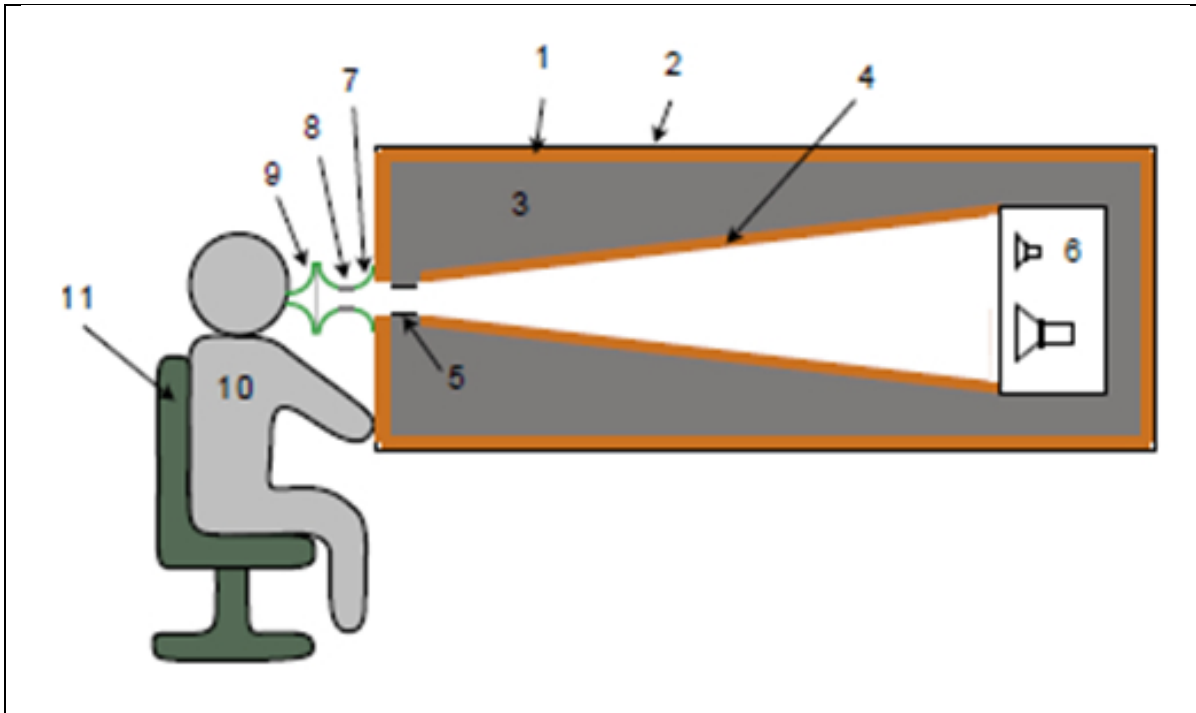


Figure 1-6 : Schéma illustrant le dispositif expérimental développé par Lecocq et collaborateurs pour la mesure subjective de l'effet d'occlusion lors de l'excitation de la cavité buccale.

1) Boîte parallélépipédique en contreplaqué ; 2) Isolant acoustique ; 3) Absorbant acoustique (4 pouces) ; 4) Pyramide à base rectangulaire tronquée faite avec un pouce de contreplaqué ; 5) Tuyau en PVC de 1.5 pouces de diamètre ; 6) Haut-parleur ; 7 à 9) Filtre spirométrique individuel ; 10) Chaise ajustable ; 11) Le sujet.

Adaptée de Lecocq et collaborateurs 2010.

- 1) Les mesures effectuées au seuil de l'audition sont fortement influencées par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences. L'effet d'occlusion mesurée est donc sous-estimé d'environ 10 dB (voir figure 1-7).
- 2) La subjectivité de ces méthodes implique une forte variabilité intra-individuelle, source d'imprécisions dans les résultats.

Toutes ces raisons expliquent les différences constatées à propos des résultats rapportés dans la littérature (voir figure 1-7) :

- Aux basses fréquences, l'effet d'occlusion « objectif » est supérieur à l'effet d'occlusion « subjectif » car la mesure subjective, influencée par l'effet de masquage induit par le bruit physiologique, sous-estime l'effet d'occlusion.
- Aux hautes fréquences, la mesure objective ne tient pas compte de la conduction osseuse directe à la cochlée, l'effet d'occlusion « objectif » mesuré est donc presque nul, contrairement à l'effet d'occlusion négatif mesuré par la méthode subjective.

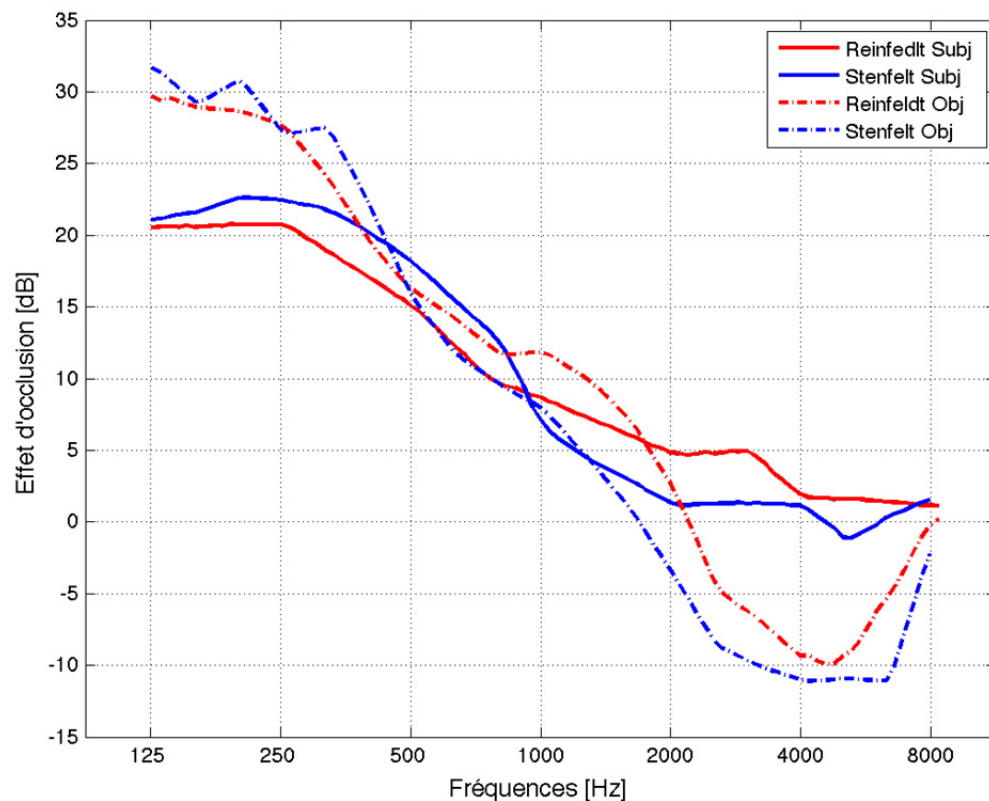


Figure 1-7 : Comparaison de l'effet d'occlusion obtenu subjectivement à celui obtenu objectivement, lors d'une stimulation effectuée par un vibreur frontal couplé à la tête du sujet. Les différences observées aux basses fréquences et aux hautes fréquences sont imputables aux spécificités de la méthode utilisée dans la mesure de l'effet d'occlusion.

Adaptée de Stenfelt et collaborateurs 2007 et Reinfeldt et collaborateurs 2007.

1.2 Exploration anatomique et neurophysiologique du système auditif

1.2.1 Le système auditif humain

Le système auditif humain, tel qu'il est exposé dans les paragraphes qui suivent, est très largement décrit dans la section « Auditory System » de l'ouvrage « Neuroscience » édité par Dale Purves et al en 2004 (Purves et collaborateurs 2004) ; cette section est très largement inspirée par cet ouvrage.

Dans l'air, le son se propage sous forme d'une variation de pression créée par une source sonore. Cette onde produite par la vibration mécanique d'un support fluide ou solide se propage grâce à l'élasticité du milieu environnant sous forme d'ondes longitudinales. Le système auditif collecte et transforme ces 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 qui se propage dans l'air à la vitesse de 343 mètres par secondes. Notre ouïe nous permet de capter ces sons pour permettre à notre cerveau de mieux évaluer notre environnement.

Le système auditif est constitué de trois composants, l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne, intervenant dès la collecte des vibrations acoustiques et jusqu'aux premières étapes du traitement du son (voir figure 1-8). Par quels mécanismes le système auditif humain assure-t-il la transduction des caractéristiques acoustiques fondamentales du son (fréquence et intensité) lors de la transcription du message acoustique en message neuronale?

1.2.1.1 Codage de la fréquence d'un son

1.2.1.1.1 Du recueil à la transduction de l'information acoustique

Par l'intermédiaire du pavillon auriculaire, l'oreille externe collecte et oriente les vibrations acoustiques jusqu'au tympan par l'intermédiaire du conduit auditif externe.

Ces vibrations de l'air issues du conduit auditif externe sont focalisées sur le tympan et ont pour effet de faire vibrer toute la chaîne ossiculaire : le bloc marteau-enclume-étrier s'articule et propage cette information vibratoire au milieu liquidien de l'oreille interne par l'intermédiaire de la fenêtre ovale. Les vibrations émises par la chaîne ossiculaire vont ensuite se propager tout le long de la cochlée, qui comprend les cellules ciliées sensorielles dont le rôle est d'assurer la transduction de l'information vibratoire en information électrique.

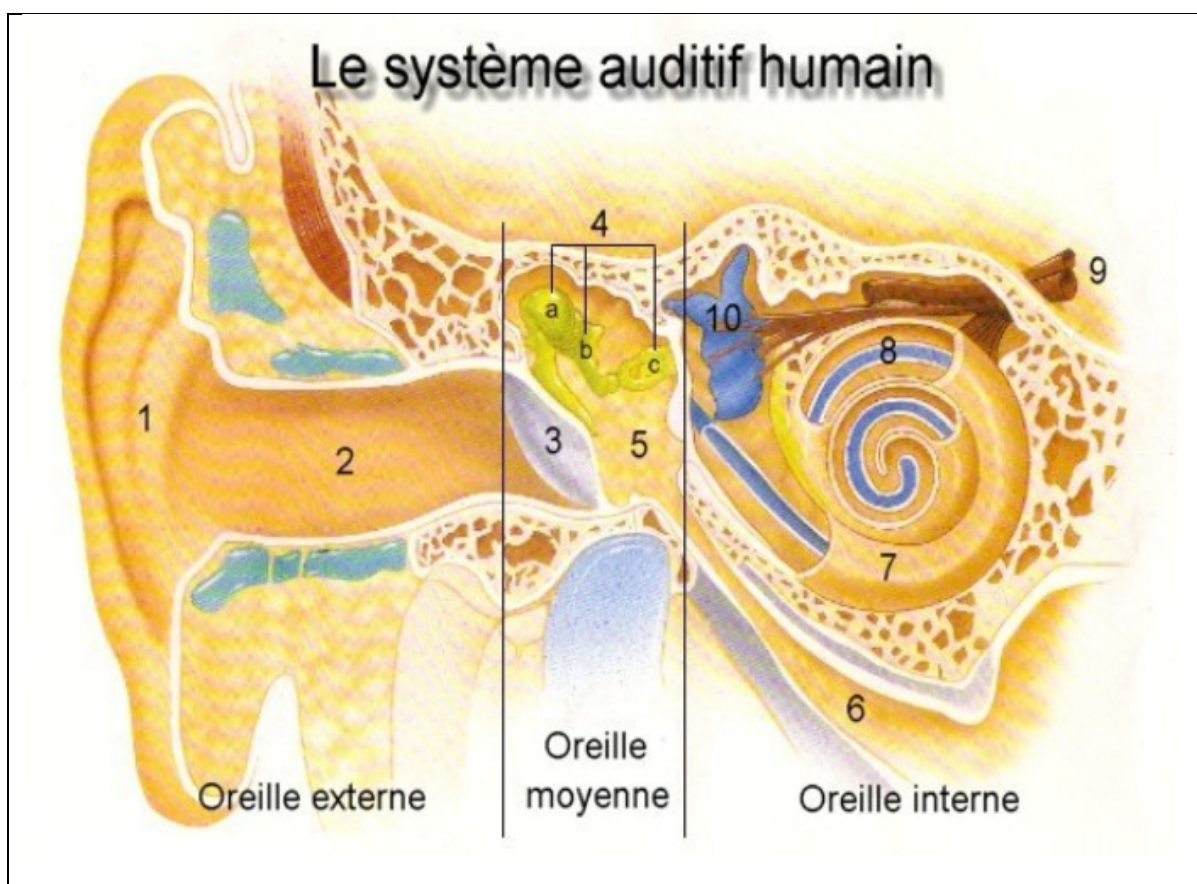


Figure 1-8 : Le système auditif humain.

- 1) Pavillon ; 2) Conduit auditif externe ; 3) Tympan ; 4) Chaîne ossiculaire : a) Marteau - b) Enclume - c) Étrier ; 5) Caisse du tympan ; 6) Trompe d'Eustache ; 7) Cochlée (organe de l'audition) ; 8) Organe de Corti contenant les cellules ciliées internes et externes ; 9) Nerf auditif : nerf cochléaire et vestibulaire ; 10) Appareil vestibulaire (organe de l'équilibration).

1.2.1.1.2 De la vibration au potentiel de membrane

La cochlée (voir figure 1-9) est une cavité hélicoïdale s'enroulant sur elle-même divisée sur toute sa longueur en trois compartiments. Au milieu se trouve le compartiment cochléaire, structure flexible limitée à sa partie inférieure par la membrane basilaire et à sa partie supérieure par la membrane de Reissner, au sein duquel se trouvent la membrane tectoriale et le canal cochléaire. De part et d'autre se trouvent deux compartiments remplis de liquide : la rampe vestibulaire et la rampe tympanique.

Lorsque la chaîne ossiculaire fait vibrer la fenêtre ovale, une onde est créée et se propage, dans le milieu liquidien de la cochlée. Ces vibrations sonores transmises à la périlymphe font onduler la membrane basilaire vers le haut et le bas, mobilisant la membrane basilaire de la base (sons aigus) à l'apex (sons graves) de la cochlée (organisation tonotopique de la cochlée – voir figure 1-14).

Le déplacement de l'onde propagée déclenche la transduction sensorielle en faisant bouger les cellules ciliées disposées sur la membrane basilaire : en réponse à cette onde, le mouvement de cisaillement entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale sus-jacente va fléchir les stéréocils entraînant la modification du potentiel de membrane de la cellule ciliée (voir figure 1-10).

Cette modification du potentiel de membrane de la cellule ciliée n'existerait pas sans la présence de la touffe de filaments duveteux faisant saillie à l'extrémité apicale de la cellule ciliée. En effet, chacune de ces touffes contient entre 30 et quelques centaines de stéréocils directement responsables de la transduction mécano-électrique : quand les stéréocils sont étirés par des mouvements de la membrane basilaire, les liens apicaux provoquent l'ouverture de canaux qui créent un courant de dépolarisation alors que lorsqu'ils sont comprimés, ils entraînent l'hyperpolarisation de la cellule ciliée (voir figure 1-11-A et 1-11-B).

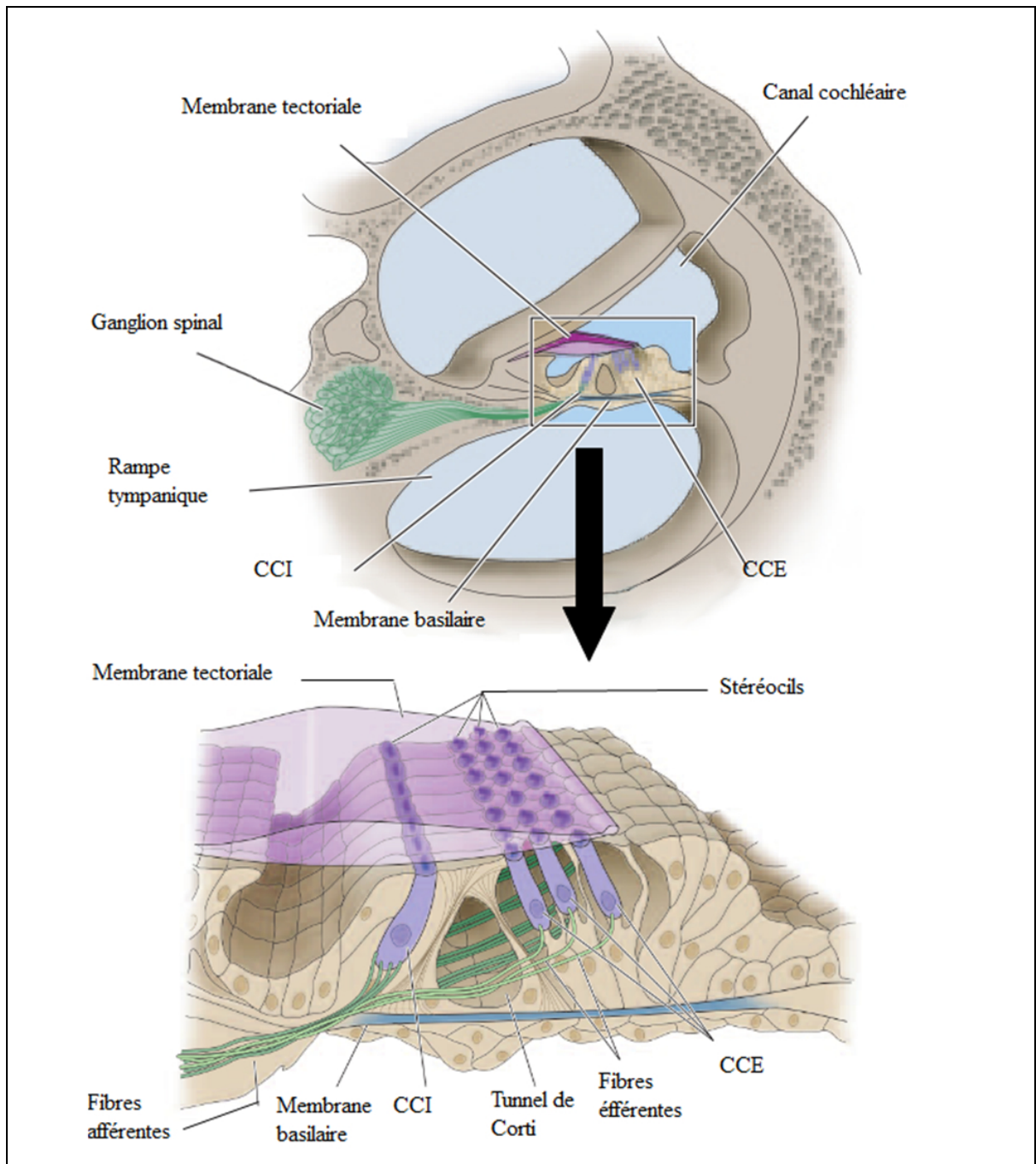


Figure 1-9 : Coupe transversale (en haut) et vue de face (en bas) de la cochlée. L'agrandissement de l'organe de Corti montre que les cellules ciliées sont situées entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale. Les cellules ciliées internes (CCI) sont innervées par les fibres afférentes du nerf VIII alors que les cellules ciliées externes (CCE) sont reliées à des fibres éférentes permettant un rétrocontrôle actif ayant pour fonction d'amplifier les vibrations détectées par les CCI.

Adaptée de Purves et collaborateurs 2004.

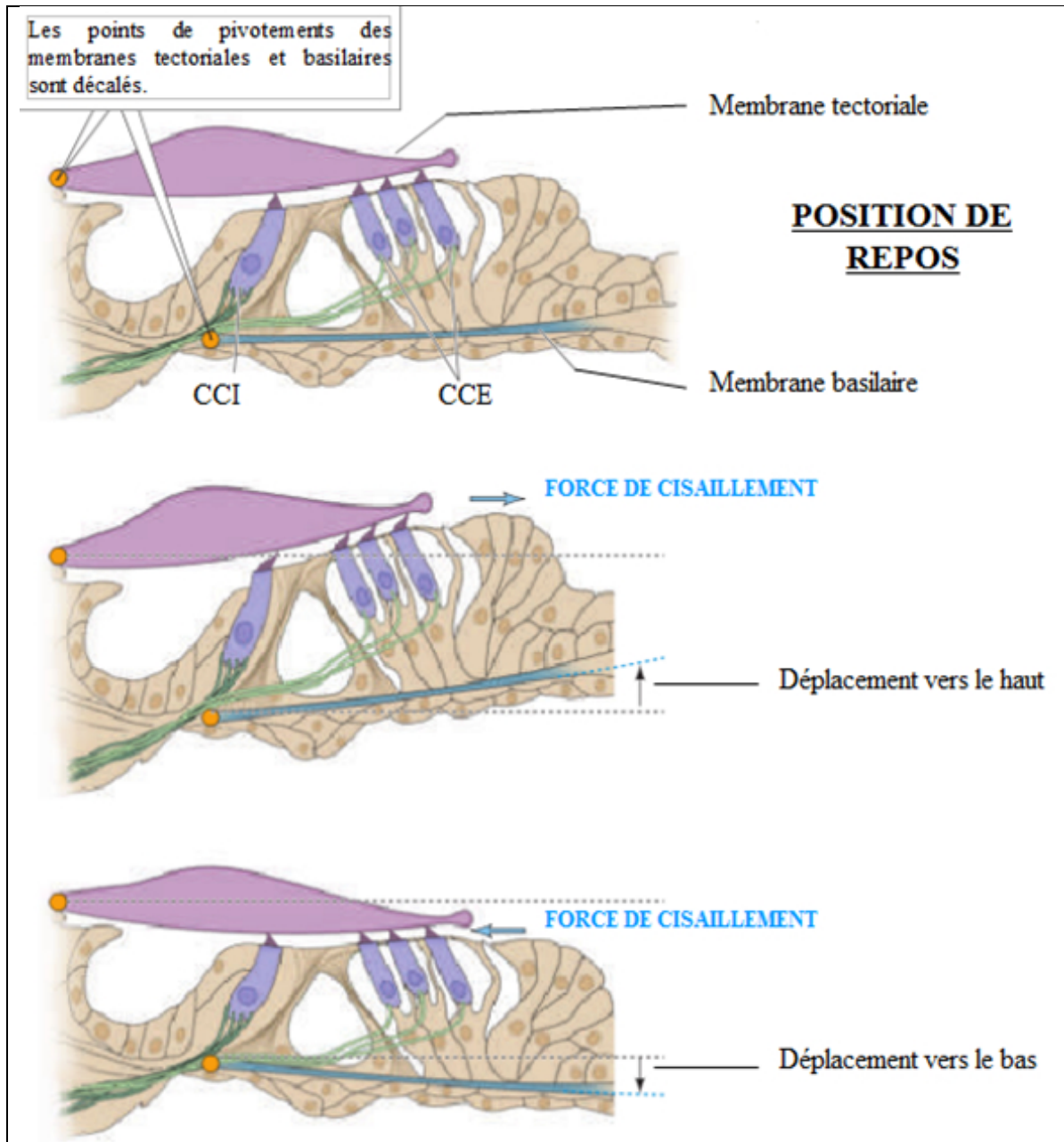


Figure 1-10 : Le mouvement de la membrane basilaire crée une force de cisaillement qui fléchit les stéréocils des cellules ciliées. Le point de pivotement de la membrane basilaire est décalé par rapport à celui de la membrane tectoriale de sorte que lorsque la membrane basilaire est en mouvement, la membrane tectoriale se déplace en travers des sommets des cellules ciliées dont elle courbe les stéréocils.

Adaptée de Purves et collaborateurs 2004.

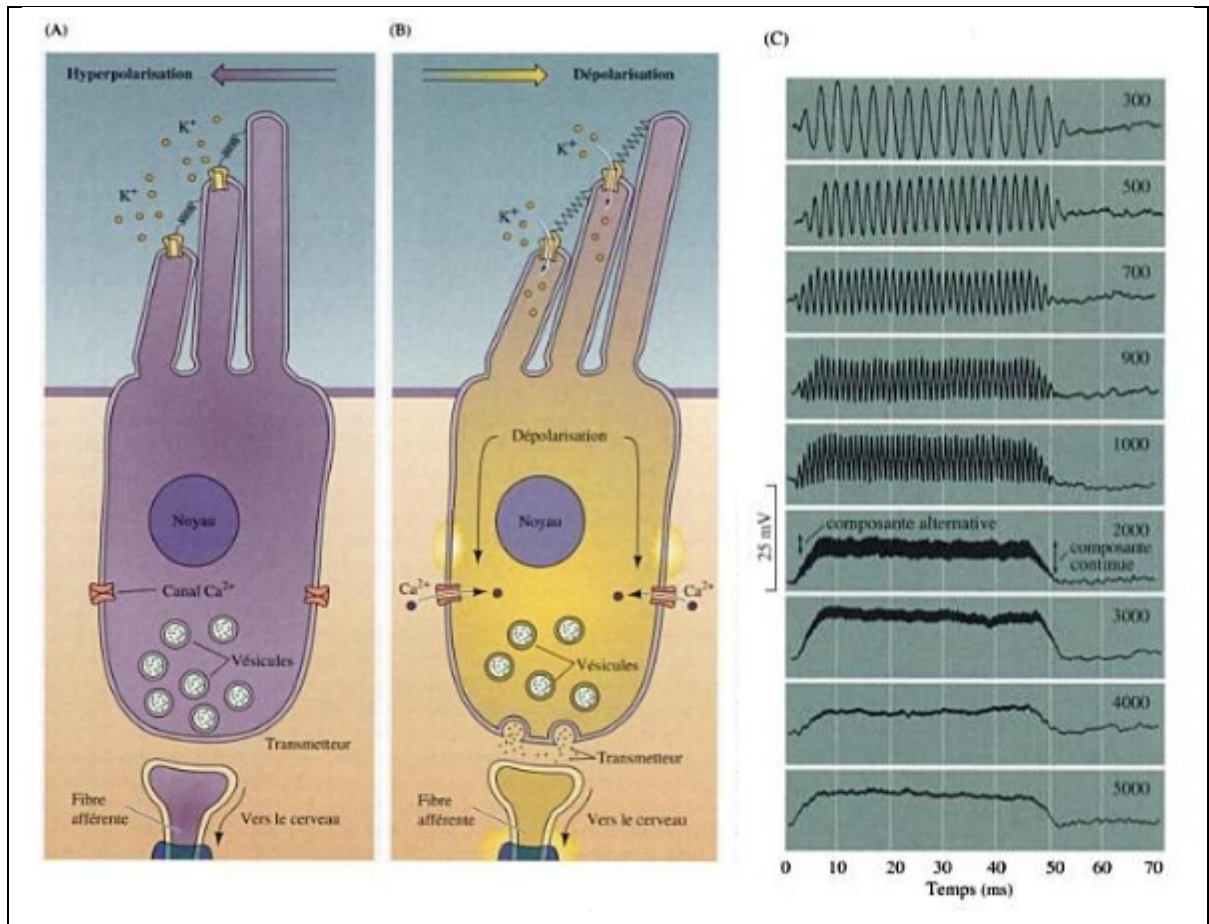


Figure 1-11 : Transduction mécano-électrique opérée par les cellules ciliées.

(A, B) Quand la touffe de cils s'incurve vers le stéréocils le plus long, les canaux sélectifs pour les cations s'ouvrent près de l'extrémité des stéréocils et laissent les ions K^+ entrer dans la cellule ciliée selon leur gradient électrochimique. La dépolarisation des cellules ciliées qui s'ensuit provoque l'ouverture des canaux Ca^{2+} activés par le voltage au niveau du soma de la cellule ; ceci déclenche alors l'entrée de calcium et la libération de neurotransmetteur en direction des terminaisons nerveuses du nerf auditif.

(C) Potentiels récepteurs produits par une cellule ciliée de la cochlée en réponse à des sons purs. Pour les basses fréquences, le potentiel de la cellule ciliée suit sensiblement l'allure des sinusoïdes de stimulation. Aux fréquences plus élevées, la réponse comporte une composante continue.

Adaptée de Purves et collaborateurs 2004.

1.2.1.1.3 La théorie de la volée (ou codage temporel)

Ces successions de dépolarisations et d'hyperpolarisations produites lors des mouvements de cisaillement entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale laissent penser qu'il existe un codage temporel de la fréquence se traduisant par une synchronisation de la décharge des fibres nerveuses sur la périodicité du stimulus. Ce codage en temps réel de la fréquence du stimulus par une configuration de potentiels d'action du nerf auditif est connu sous le nom de « théorie de la volée ».

1.2.1.1.4 Limite de la théorie de la volée

Le bref temps de réponse de l'appareil de transduction permet au potentiel de membrane de la cellule ciliée de suivre les déflections de la touffe de cils jusqu'à de très hautes fréquences d'oscillation. Chez l'homme, le potentiel récepteur de certaines cellules ciliées, et les potentiels d'action des fibres du nerf auditif qui leur sont associées, peuvent suivre en fréquence des stimuli allant jusqu'à 3 kHz.

Mais pour aussi rapide que soient ces processus, ils sont incapables de suivre des fréquences supérieures à 3 kHz (voir figure 1-11-C). En conséquence, il faut donc d'autres mécanismes pour expliquer la transmission de l'information auditive pour des fréquences plus élevées.

1.2.1.1.5 Le codage tonotopique passif

Des travaux réalisés sur le chat, le singe et le cochon d'Inde ont permis de mettre en évidence, via le recueil d'activités électriques après insertion de microélectrodes, du comportement individuel des fibres du nerf cochléaire en réponse à une grande variété de stimuli : pour des sons de fréquence et intensité adéquats, chaque fibre du nerf auditif possède une réponse caractéristique : pour un stimulus de fréquence fixe et dont l'intensité est supérieure au seuil auditif, plusieurs fibres sont « recrutées » pour transmettre l'information jusqu'au cortex (voir figure 1-12).

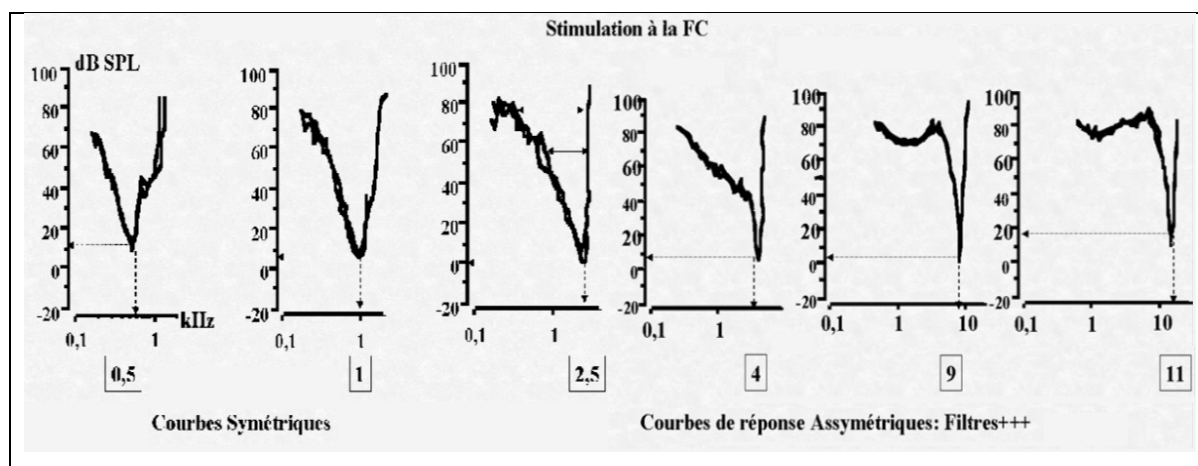


Figure 1-12 : Chaque fibre du nerf auditif présente un seuil d'activation minimale pour une certaine fréquence appelée Fréquence Caractéristique (FC) ou préférentielle.

Le seuil s'élève rapidement dès qu'on s'éloigne de cette fréquence. La valeur encadrée en bas de chaque courbe correspond à la fréquence caractéristique de la fibre étudiée (en abscisse, échelle fréquentielle logarithmique).

Au plus bas niveau de la stimulation, la fibre ne répond qu'à sa fréquence caractéristique. A mesure que le niveau s'élève, la fibre est activée par des fréquences de plus en plus éloignées de sa fréquence caractéristique, principalement vers les basses fréquences.

Pour les fibres de fréquence caractéristique supérieure à 2 kHz, les courbes de seuils sont asymétriques et constituent de remarquables filtres. Du côté des hautes fréquences, la pente quasi verticale traduit l'absence de réponse pour des fréquences supérieures à la fréquence caractéristique, même à des niveaux d'intensité élevée. Du côté des basses fréquences, la pente plus faible diminue encore pour des niveaux d'intensité croissante.

À des niveaux de stimulation de 70-100 dB(SPL), on obtient une queue d'activité vers les basses fréquences. Pour des niveaux de stimulation de 40-60 dB, au-dessus du seuil, les fibres cochléaires forment des filtres étroits, dont les bandes passantes correspondent à 1/2 octave à 0,2 kHz, et à 1/10 d'octave à 20 kHz. Note : l'échelle des fréquences indiquée en abscisse est logarithmique.

Adaptée des courbes d'accord obtenues par Kiang (travaux sur le chat).

Ce codage par « ligne dédiée », en correspondance avec l'organisation tonotopique de la membrane basilaire cochléaire (voir figure 1-13), fournit une alternative au codage temporel : comme chaque cellule ciliée interne est innervée par une fibre du nerf auditif et que chaque fibre transmet des informations qui ne concernent qu'une partie limitée du spectre des fréquences audibles (chaque fibre possédant une fréquence caractéristique), et comme l'ordre

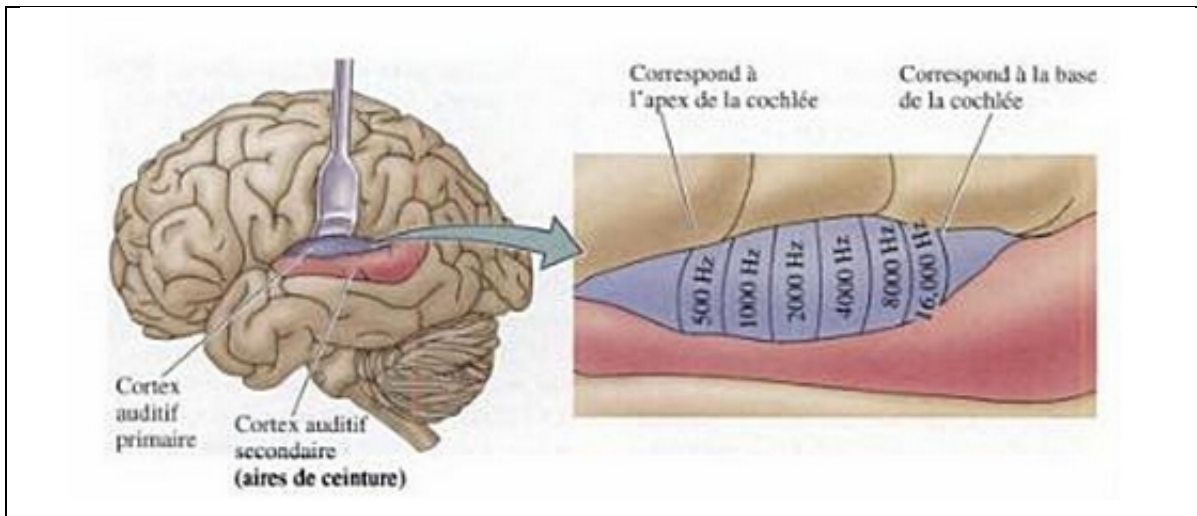


Figure 1-13 : Le cortex auditif de l'homme. Représentation schématique de l'aspect latéral de l'hémisphère gauche ainsi que de la profondeur de la scissure de Sylvius où est enfouie la partie du cortex auditif qui occupe le gyrus temporal supérieure. Le cortex auditif primaire a une organisation tonotopique.

Adaptée de Purves et collaborateurs 2004.

topographique des fréquences caractéristiques des neurones est préservé au niveau des voies auditives supérieures (voir figure 1-14), il est ainsi possible de coder l'information fréquentielle quel que soit la fréquence de stimulation.

1.2.1.2 Codage de l'intensité d'un son

Cette section sur le codage de l'intensité, tel qu'il est exposé dans les paragraphes qui suivent, est très largement inspirée de la synthèse effectuée par Michaël Ménard dans sa thèse (Menard et collaborateurs 2008).

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.

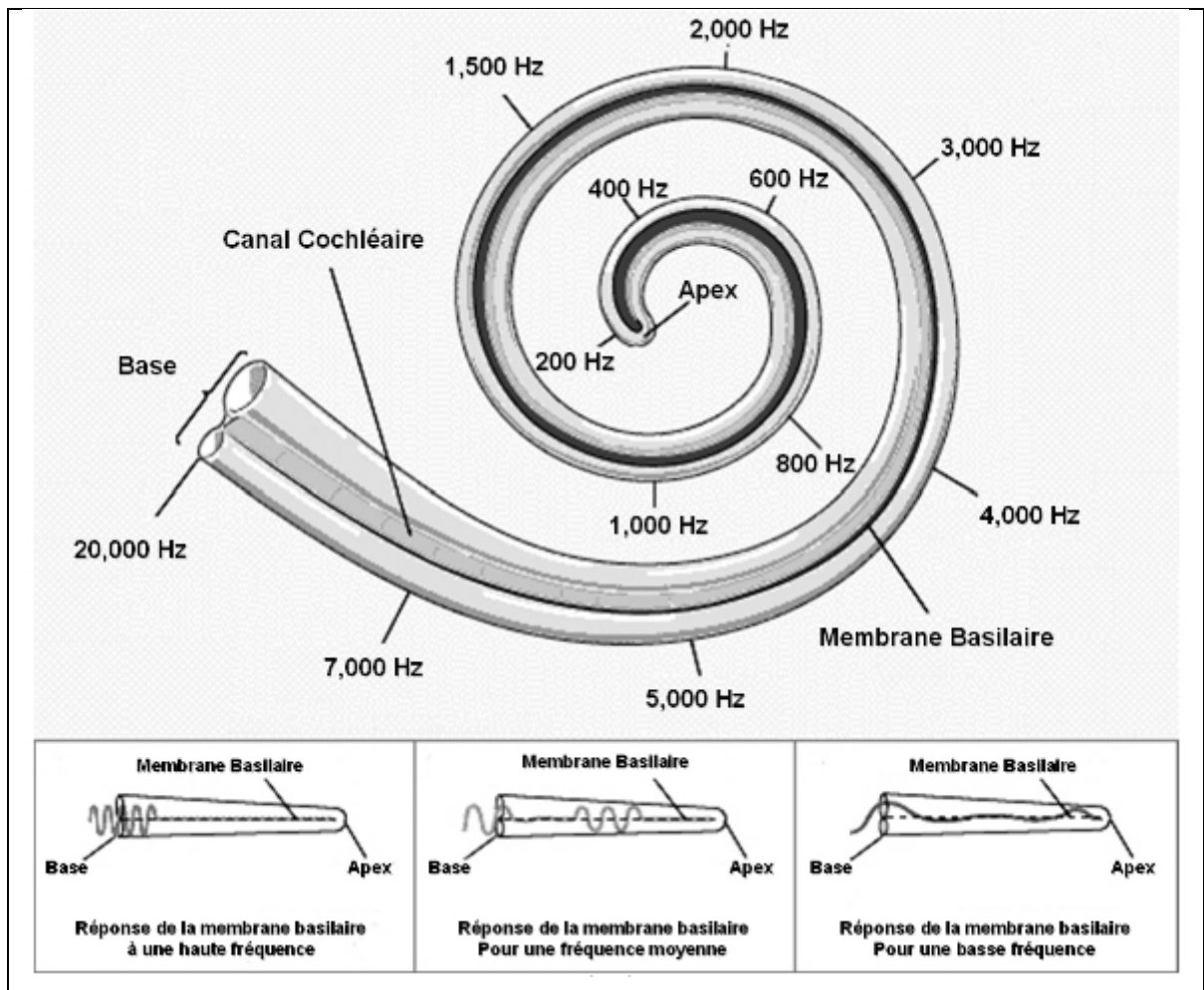


Figure 1-14 : Organisation tonotopique de la cochlée et réponse de la membrane basilaire à différentes fréquences de stimulation. Pour les hautes fréquences l'onde de propagation est maximale à la base de la cochlée alors que pour les basses fréquences le maximum de l'onde de propagation se situe à l'extrémité apicale.

Adaptée de Ménard et collaborateurs 2008.

Quels sont donc les mécanismes expliquant l'intégration, par le système auditif périphérique, de l'information relative à l'intensité de stimulation ?

1.2.1.2.1 Le taux de décharge

À 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. D'autres mécanismes interviennent donc (Viemeister et collaborateurs 1983, 1988).

1.2.1.2.2 Synchronie et dynamique d'intensité

Comme le montre la figure 13, chaque fibre du nerf auditif présente un seuil d'activation minimale pour une certaine fréquence appelée fréquence caractéristique (FC). Au plus bas niveau de la stimulation, la fibre ne répond qu'à sa fréquence caractéristique mais à mesure que le niveau de stimulation s'élève, la fibre est activée par des fréquences de plus en plus éloignées de sa fréquence caractéristique. À chaque fréquence correspond donc une population de fibres et non une seule fibre. 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.

1.2.1.2.3 Rôles de cellules ciliées externes

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 plus restreinte, centrée sur la fréquence stimulée. Cela est rendu possible par la faible vibration générée, ainsi que par l'activité des cellules ciliées externes (CCE), qui amplifient la vibration de façon très sélective en fréquence. Pour des intensités plus fortes (> 60 dB(HL)), les CCE jouent un rôle moindre, 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 et collaborateurs 1965).

1.2.2 L'électroencéphalographie

Depuis la démonstration en 1929 par le psychiatre Hans Berger de la possibilité d'enregistrer des signaux électriques à la surface du cerveau sur un patient trépané, l'électroencéphalographie (EEG) s'est développée et permet aujourd'hui d'approcher le fonctionnement normal et pathologique du cerveau humain. L'électroencéphalogramme est enregistré à l'aide d'électrodes conductrices placées sur le scalp. Plus précisément, on enregistre la différence de potentiels entre des électrodes réparties sur le scalp (électrodes dites actives) et une électrode de référence. La valeur de cette différence de potentiels dépend donc du site choisi pour l'électrode de référence. L'EEG se présente donc sous la forme d'un ensemble de séries temporelles (autant de séries que d'électrodes) de variations de potentiels, reflétant, en temps réel, l'activité de multiples générateurs cérébraux.

Principe de fonctionnement

L'activité cérébrale consiste en un transfert d'information entre les neurones (voir figure 1-15). Par l'intermédiaire des synapses dendritiques, un neurone reçoit l'information d'autres neurones. Cette information est ensuite « intégrée » au niveau du corps cellulaire du neurone avant d'être relayée à d'autres neurones cibles par l'intermédiaire de son axone.

La réalisation d'une tâche requiert l'activité coordonnée de populations de neurones. Un modèle simple est de considérer qu'une petite région cérébrale reçoit des afférences d'un certain nombre d'autres régions cérébrales ou de récepteurs sensoriels, que ces informations sont ensuite intégrées et modifiées localement, avant d'être finalement renvoyées par les fibres efférentes à des structures plus distantes.

Comme l'explique Fernando Lopes Da Silva (Lopes da Silva et collaborateurs 1982), lorsque nous réalisons une tâche, une population importante de neurones s'active simultanément. L'activité coordonnée de cette population de neurones ayant des orientations similaires (assimilables alors à un dipôle de courant) génère des lignes de courant assez amples pour

être mesurées sur le scalp (voir figure 1-16). Ces signaux EEG mesurés à distance reflètent, avec une résolution temporelle très fine, de l'activité post-synaptique. Toutefois, à cause des différences de conductivité des différentes structures cérébrales, la résolution spatiale reste assez grossière : la localisation des générateurs expliquant les activités observées en surface reste donc délicate.

1.2.3 Les potentiels évoqués auditifs

L'électroencéphalographie (EEG) permet de savoir de manière non invasive « quand et où » se déroulent les étapes de traitement de l'information dans le cerveau, grâce à sa bonne résolution temporelle.

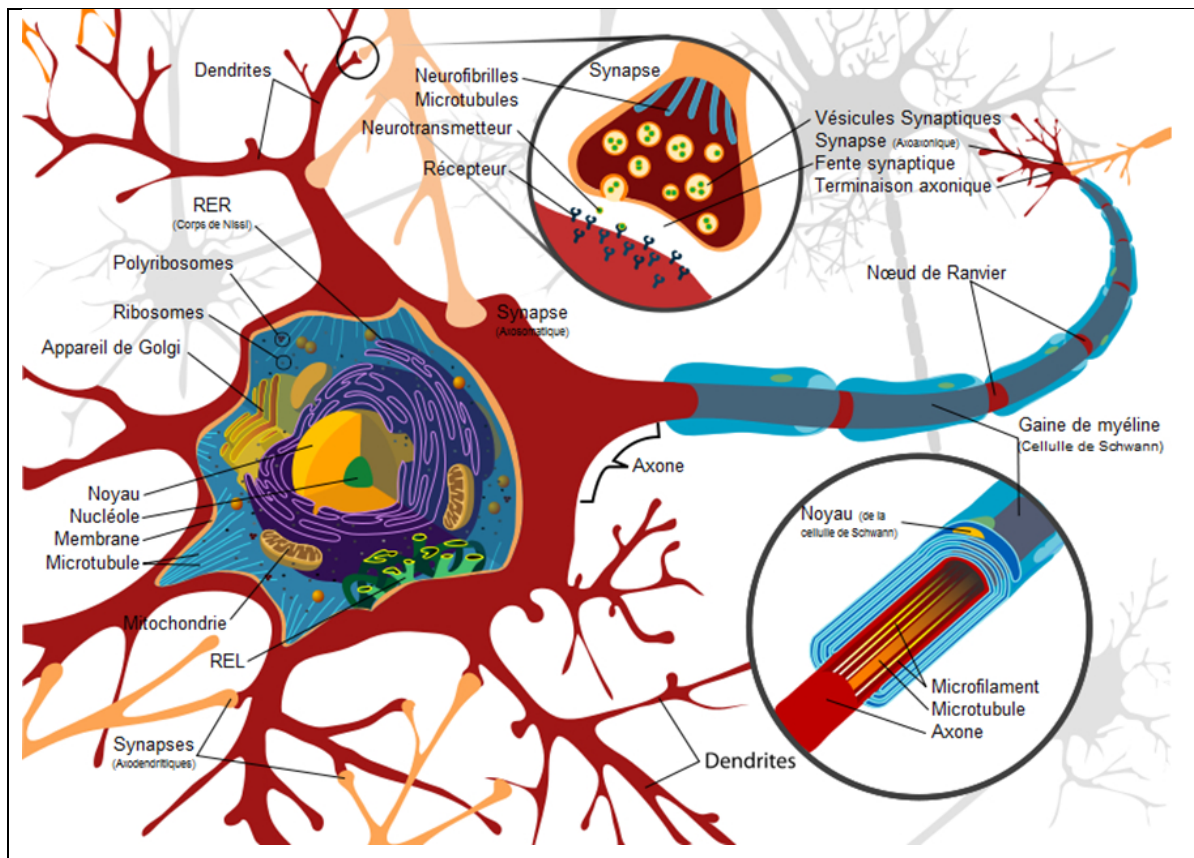


Figure 1-15 : Anatomie des neurones. Les neurones sont des cellules traitant et transmettant l'information dans le système nerveux sous la forme d'excitations électriques. Chez les vertébrés, les neurones sont le composant clé du cerveau, de la moelle épinière et des nerfs périphériques.

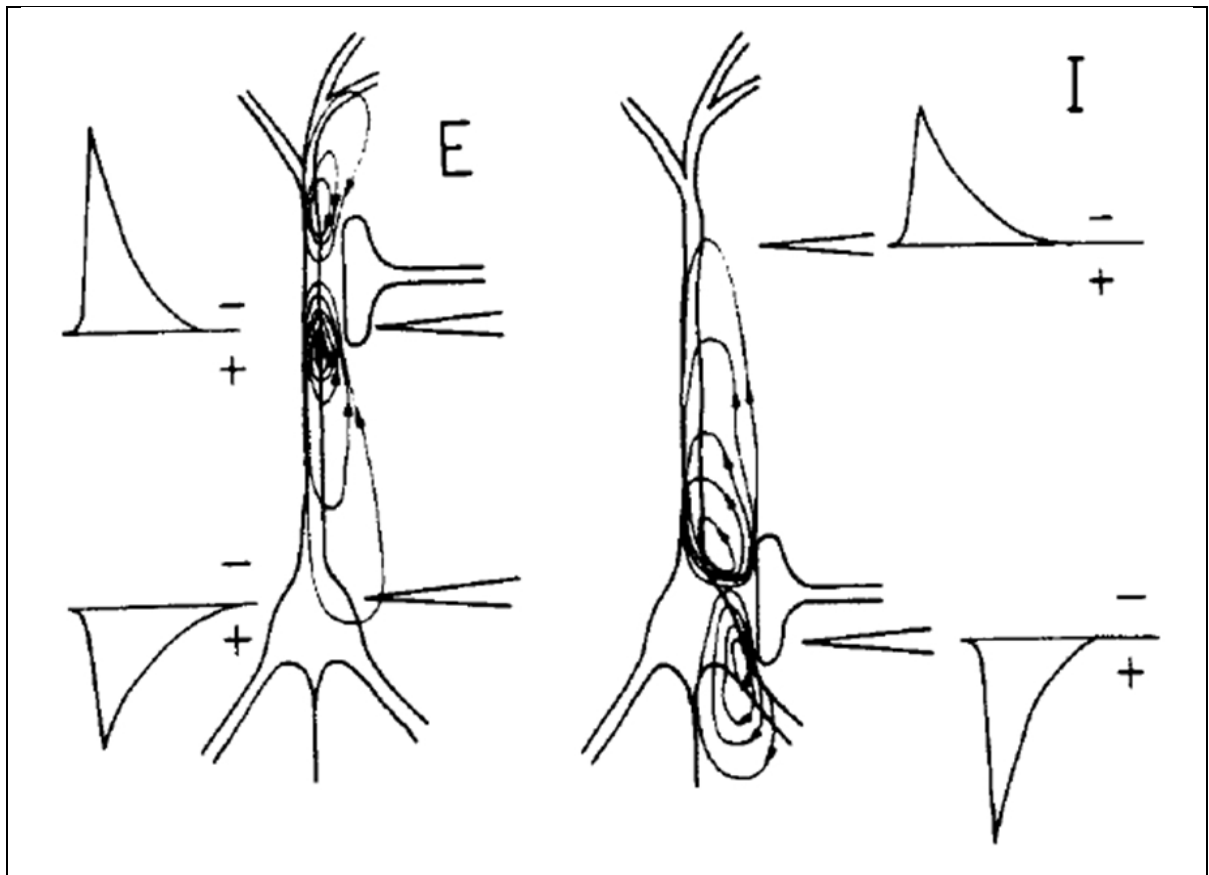


Figure 1-16 : Modélisation du passage du courant post activation synaptique, dans et autour d'un neurone.

(E) L'activation d'une synapse au niveau de la dendrite apical provoque une dépolarisation de la membrane et la circulation d'un courant positif. Ce courant provoque un puits de courant sur le site de la synapse. Le potentiel post-synaptique excitateur extracellulaire mesuré (dessiné sur la gauche) a une polarité négative au niveau de la synapse. Au niveau du corps cellulaire, il existe une source passive diffuse résultant en un potentiel extracellulaire de polarité positive.

(I) L'activation d'une synapse au niveau du corps cellulaire provoque une hyperpolarisation de la membrane et la circulation d'un courant négatif. Il en résulte une source active au niveau du corps cellulaire et des puits de courant passifs au niveau des dendrites basales et distales. Le potentiel inhibiteur post-synaptique extracellulaire mesuré au niveau du corps cellulaire génère environ le même champ potentiel extracellulaire comme une excitation au niveau des dendrites apicales ou distale.

Tirée de Lopes da Silva et collaborateurs 1982.

Lors d'une stimulation sonore, les différentes structures anatomiques du système sensoriel auditif sont successivement activées, de façon synchronisée avec le stimulus acoustique. Le signal électrique ainsi créé se transmet par conduction passive jusqu'au scalp, à travers les volumes de conduction représentés par le tissu cérébral, le liquide céphalo-rachidien, l'os et le scalp. Il est possible de recueillir ces potentiels évoqués auditifs sur le scalp sous la forme d'une différence de potentiels à l'aide d'électrodes de surface, permettant ainsi d'isoler la contribution des sources activées pendant le traitement du stimulus.

Dans cette étude, nous montrerons comment ces mesures de l'activité électro-physiologique cérébrale en réponse aux stimulations auditives nous permettent d'explorer le système auditif périphérique pour permettre, par exemple, de différencier une oreille saine d'une oreille endommagée et de quantifier objectivement le type et le degré de surdité.

1.2.3.1 Recueil des potentiels évoqués auditifs

La mesure des potentiels évoqués auditifs (PEA) est une méthode électro-physiologique non-invasive consistant à évaluer les variations du potentiel électrique entre deux électrodes pendant une stimulation acoustique. Une électrode est placée sur le vertex et une autre sur chaque mastoïde (voir figure 1-17). **Dans les dix millisecondes qui suivent le début de la stimulation, le signal enregistré entre le vertex et chaque mastoïde correspond à l'activation successive des différents relais du tronc cérébral.** La stimulation couramment utilisée est un « clic » de 100 microsecondes d'intensité modifiable. Ce pulse a pour propriété de stimuler la cochlée toute entière. En somme, toutes les fréquences sont stimulées et le test correspond à une évaluation globale de l'audition. La mesure des PEA s'effectue simultanément avec la stimulation acoustique.

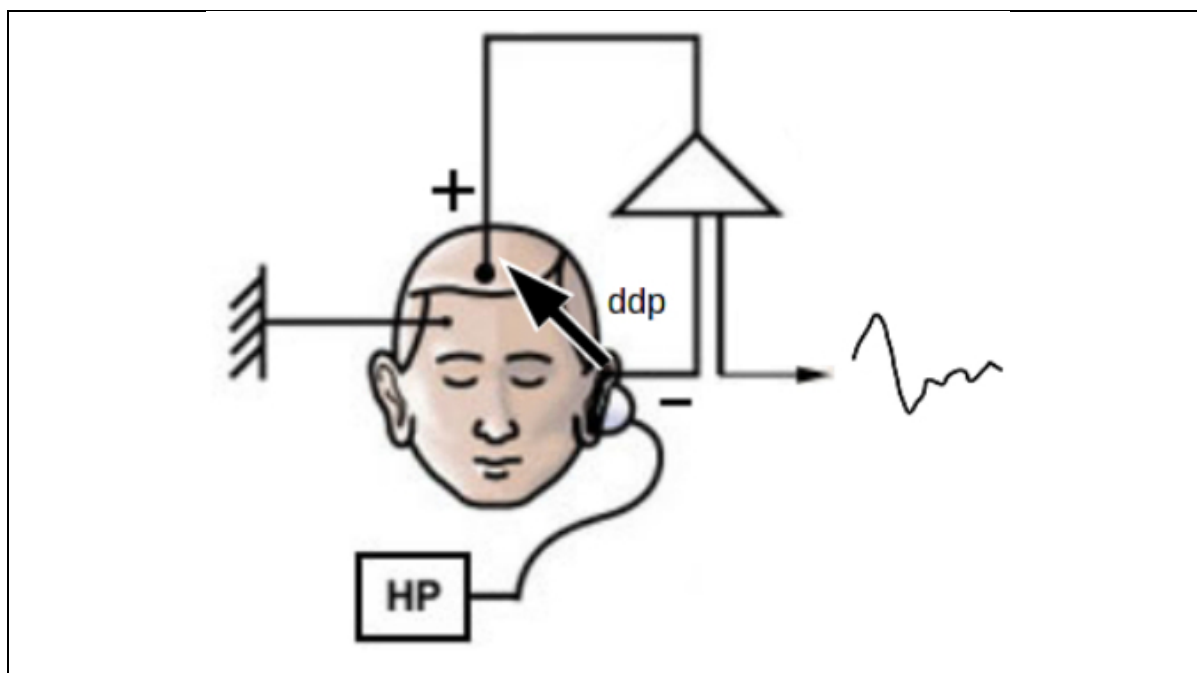


Figure 1-17 : Schéma fonctionnel d'une manipulation de mesure des potentiels évoqués auditifs. Une électrode est placée sur le vertex et une autre sur chaque mastoïde.

Adaptée de <http://www.neuroreille.com>

1.2.3.2 Origines physiologiques des potentiels évoqué auditifs

Les potentiels évoqués auditifs (PEA) sont divisés en trois domaines temporels : les potentiels évoqués auditifs de latence précoce (PEAP), de latence moyenne (PEALM), et de latence tardive (PEAT) (voir figure 1-18-B) (Picton et collaborateurs 1974).

Les potentiels évoqués auditifs de latence précoce (PEAP) mesurés dans les 10 à 12 ms suivant la stimulation, sont constitués de 7 petites déflexions positives, numérotés de I à VII, reflétant le passage de l'information auditive dans différentes structures (voir figure 1-18-A) : l'onde I est générée par les fibres du nerf auditif afférentant les cellules ciliées internes ; l'onde II est générée par le passage de l'influx nerveux à travers le nerf auditif ainsi que par l'entrée dans le noyau cochléaire ; l'onde III est principalement générée par la sortie du noyau cochléaire, ainsi que par l'entrée dans le complexe olivaire supérieur ; l'onde IV serait principalement générée par le lemnisque latéral et l'onde V par le colliculus inférieur ; et bien que cela soit mal défini à cause de leur instabilité, les ondes VI et VII seraient

générées dans le corps grenouillé médian (Moore et collaborateurs 1987, Kraus et collaborateurs 2009).

Le niveau de stimulation et la fréquence de la stimulation ont une influence certaine sur les caractéristiques des PEAP. Leur latence diminue quand le niveau de stimulation augmente. D'autre part, lorsque le niveau de stimulation augmente, les amplitudes vont aussi augmenter (voir figure 1-19) (Gorga et collaborateurs 1988).

Les potentiels évoqués auditifs de latence moyenne (PEALM), mesurés dans les 10 à 50 ms suivant la stimulation, sont plus variables entre les individus que les potentiels évoqués auditifs de latence précoce. L'origine de ces réponses de moyenne latence est mal connue, mais elles reflètent vraisemblablement l'activité de générateurs dans le cortex temporal.

Les réponses les plus amples ayant lieu 50 à 500 ms après la stimulation constituent les potentiels évoqués auditifs de latence tardive (PEAT). Le complexe P1-N1-P2 (voir figure 1-18-B) représente le composant principal de la réponse auditive corticale de perception chez l'adulte. Il est formé de composantes endogènes et exogènes dont les caractéristiques sont donc influencées par les paramètres de la stimulation et l'état attentionnel du sujet (Naatanen et collaborateurs 1987).

Comme nous cherchons à démontrer comment les PEA permettent d'explorer le système auditif périphérique, nous limiterons cette étude aux potentiels évoqués auditifs précoces (PEAP).

1.2.3.3 Potentiels évoqués précoces et investigation du système auditif périphérique

Les réponses précoces enregistrées sur une population d'adultes normo-entendants diffèrent considérablement de celles enregistrées sur une population d'adultes malentendants (voir figure 1-20).

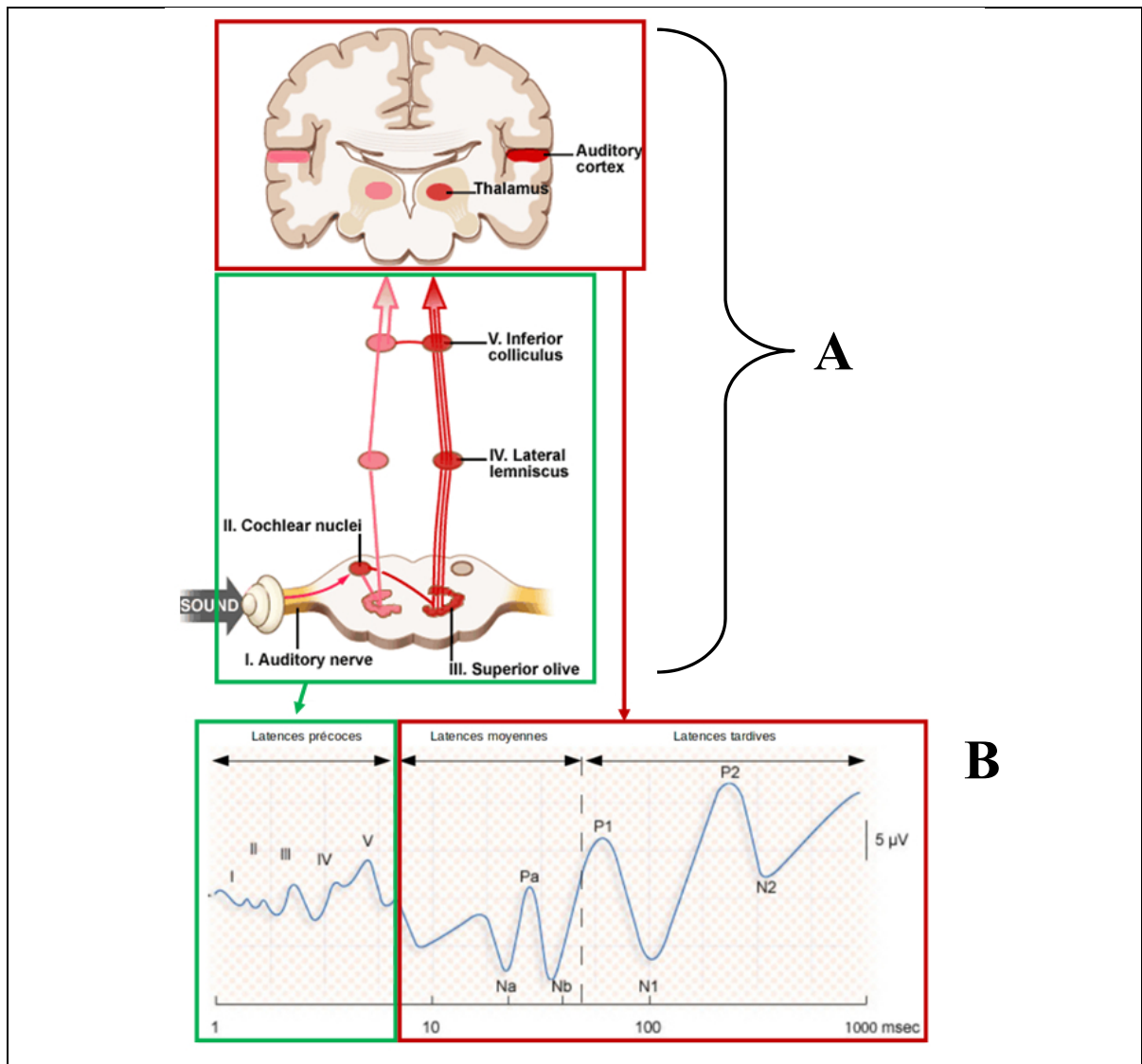


Figure 1-18 : Voies auditives et potentiels évoqués auditifs.

A : Les voies auditives : du nerf auditif au cortex auditif primaire. Chacune des ondes observées sur les PEAP correspond à l'un des relais sous cortical (ici notés de I à V). Les ondes observables à des latences plus longues (PEALM et PEAT) reflètent plus de l'activité de générateurs situées dans le cortex temporal. Adaptée de

<http://www.cochlee.org/>

B : Réponses évoquées auditives observées chez le normo-entendant. Les domaines des latences indiquées sont approximatifs. Pour mieux illustrer les différentes ondes observables pour chaque domaine de latence, l'échelle temporelle choisie ici est logarithmique. Adaptée de <http://www.neuroreille.com>

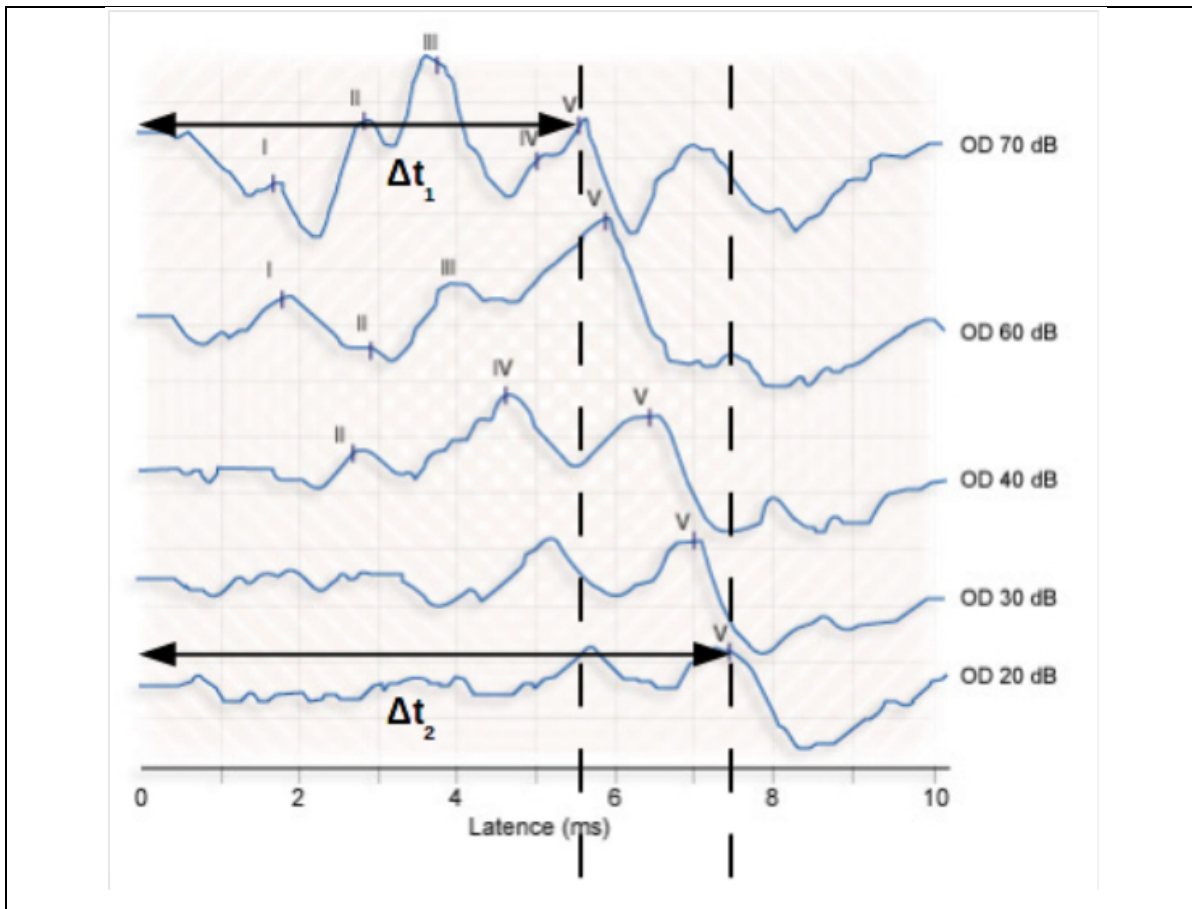


Figure 1-19 : Potentiels évoqués auditifs précoces (PEAP) enregistrés pour différents niveaux de stimulation.

La latence des PEAP (Δt) diminue quand le niveau de stimulation augmente : la présence des 5 ondes bien individualisées à 70 dB est évidente mais lorsque le niveau de stimulation diminue, la latence augmente et l'amplitude des ondes diminue.

Le seuil audiolinguistique objectif est défini par le niveau de stimulation minimal permettant l'obtention d'une onde V clairement identifiable : dans cet exemple, 20 dB.

Adaptée de <http://www.neuoreille.com>

En effet, les patients avec des troubles du traitement de l'information auditive ont des PEAP anormaux (Kraus et collaborateurs 1996). Les patients présentant une baisse auditive sur la bande de fréquence testée par les PEAP (2000-4000 Hz) présentent un seuil électrophysiologique augmenté et supérieur au seuil de détection auditif établi lors de l'audiométrie subjective (Stapells et collaborateurs 2000). Au niveau périphérique, on compare les latences des ondes I, III et V obtenues en stimulant chaque oreille et on calcule les délais de

conduction I-III, III-V et I-V (Stapells et collaborateurs 2002). Par exemple, pour des patients présentant une surdité endocochléaire, la différence interaurale de temps de conduction entre les ondes I et V est inférieur à 0,30 ms. Dans le cas de surdité rétro-cochléaire, cette différence est supérieure à 0,30 ms. Dans le cas de patients présentant un neurinome de l'acoustique, l'allongement du temps de conduction se situe entre l'onde I et l'onde III. S'il s'agit d'une atteinte isolée du tronc cérébral, l'allongement du temps de conduction se situe entre les ondes III et V. S'il s'agit de patients atteints d'une pathologie démyélinisante (par exemple, pour des patients atteints d'une neuropathie ou de la sclérose en plaques), les ondes IV et V sont de faibles amplitudes ou même absentes. Enfin, les problèmes d'oreille externe et moyenne peuvent se traduire par un décalage en bloc des latences de toutes les ondes, sans modification des délais de conduction.

Les potentiels évoqués auditifs précoces permettent, grâce à leur grande variabilité, tant en termes de seuils que de latences, de caractériser le type et le degré de surdité chez un patient. D'autre part, ils permettent également de diagnostiquer, entre autres, des pathologies tumorales ou démyélinisantes.

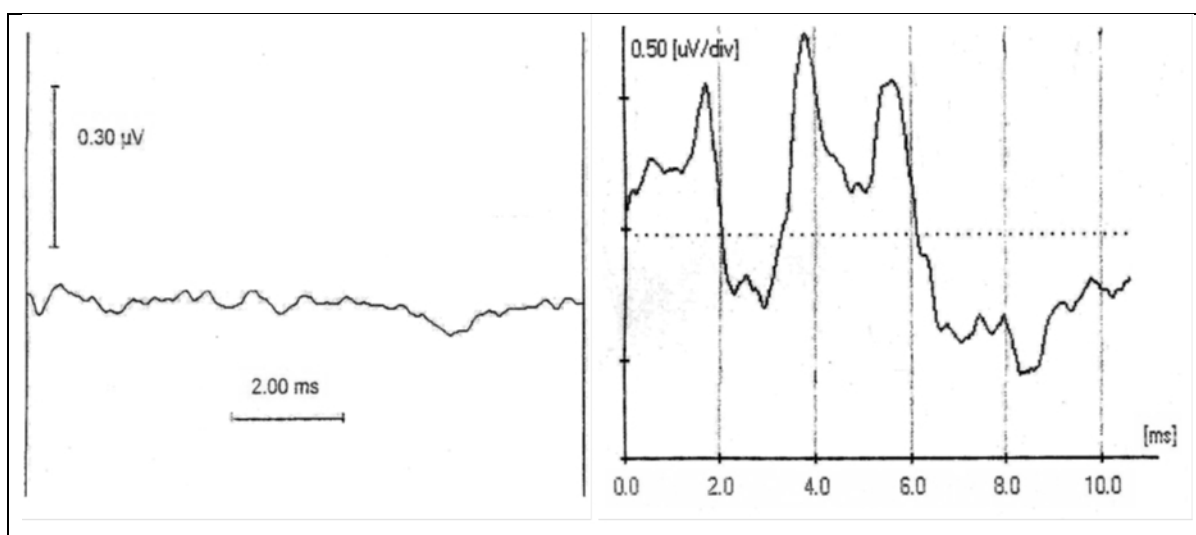


Figure 1-20 : Comparaisons des PEAP mesurés sur l'oreille droite d'un enfant sourd (courbe de gauche) avec ceux d'un enfant normo-entendant (courbe de droite). La mesure a été effectuée avec un niveau de stimulation de 60 dB. La présence des 5 ondes bien individualisées est évidente à ce niveau de stimulation. La même mesure effectuée sur l'oreille droite d'un enfant présentant une surdité profonde ne permet pas de déceler d'onde.

Cet examen, contrairement à une audiométrie classique, ne nécessite pas de réponses actives de la part du patient. Cette mesure des réponses auditives précoces chez un patient est donc bien un examen objectif permettant de vérifier le bon fonctionnement des éléments de la chaîne auditive. Il est utilisé quotidiennement en routine clinique afin de déterminer le type et le degré de surdité chez le patient, ce qui est primordial chez l'enfant en bas âge.

1.2.3.4 Potentiels évoqués stationnaires et multiples

Cette section sur les PEASM, tels qu'ils sont exposés dans les paragraphes qui suivent, est très largement inspirée de la synthèse effectuée par Michaël Ménard dans sa thèse (Menard et collaborateurs 2008) et l'article de Céline Richard (Richard et collaborateurs 2010).

Comme nous venons de le voir, les PEA en réponse à des clics nous permettent d'objectiver l'intégrité des voies auditives. Toutefois, ceux-ci ne permettent pas de déterminer les seuils auditifs d'un sujet sur l'ensemble de la gamme fréquentielle, contrairement aux potentiels évoqués auditifs stationnaires et multiples (PEASM). Les PEASM s'inscrivent donc en complément de l'examen des PEA.

1.2.3.4.1 Stimulation

Les PEASM sont générés à travers le système nerveux auditif par un stimulus continu dans le temps (son pur) et sont représentés par un potentiel évoqué neuronal qui suit l'enveloppe d'un stimulus complexe périodique avec une activité de « verrouillage de phase ». Ce « verrouillage de phase » reflète la synchronisation de l'activité des neurones auditifs sur la fréquence d'un stimulus extérieur. Plus précisément, pour l'étude des PEASM, le stimulus utilisé est composé d'une ou plusieurs fréquences porteuses modulées en amplitude à une fréquence de modulation différente (Rance et collaborateurs 1998, John et collaborateurs 2000, 2002, Menard et collaborateurs 2008). La réponse est enregistrée pour chaque fréquence porteuse associée à une fréquence de modulation d'amplitude précise.

Concrètement, la fréquence porteuse correspond à la fréquence du spectre audible à tester (par exemple le 1000 Hz) et la fréquence de modulation correspond à la fréquence de la synchronisation de l'activité des neurones auditifs.

1.2.3.4.2 Recueil

À l'instar des PEA, la méthode des PEASM effectue simultanément la stimulation du système auditif et l'analyse de l'activité EEG enregistrée (la durée d'acquisition d'une trace EEG étant de l'ordre de 100 ms ; plusieurs centaines de traces additionnées les unes aux autres permettent d'obtenir des résultats exploitables). L'analyse du signal recueilli, effectuée par analyse fréquentielle permet ensuite de déterminer si la fréquence audiométrique testée a été perçue par le sujet : la présence d'un pic correspondant à la fréquence de modulation dans le spectre du signal (voir figure 1-21).

1.2.3.4.3 Variabilité due à l'état de vigilance

Plusieurs travaux ont montré que l'état de vigilance avait un effet considérable sur l'amplitude des PEASM : en moyenne, l'amplitude de la réponse mesurée pendant le sommeil, pour une fréquence de modulation autour de 40 Hz, est divisée par deux. Or, 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. Plusieurs travaux de recherche se sont donc intéressés à trouver une autre plage fréquentielle, permettant de profiter de l'optimisation du rapport signal sur bruit apportée par le sommeil. Cohen et ses collaborateurs ont montré que pour des fréquences de modulation supérieures à 70 Hz, le sommeil n'était plus perturbant. C'est pourquoi aujourd'hui la fréquence de modulation de 80 Hz est utilisée lors du recueil des PEASM durant le sommeil.

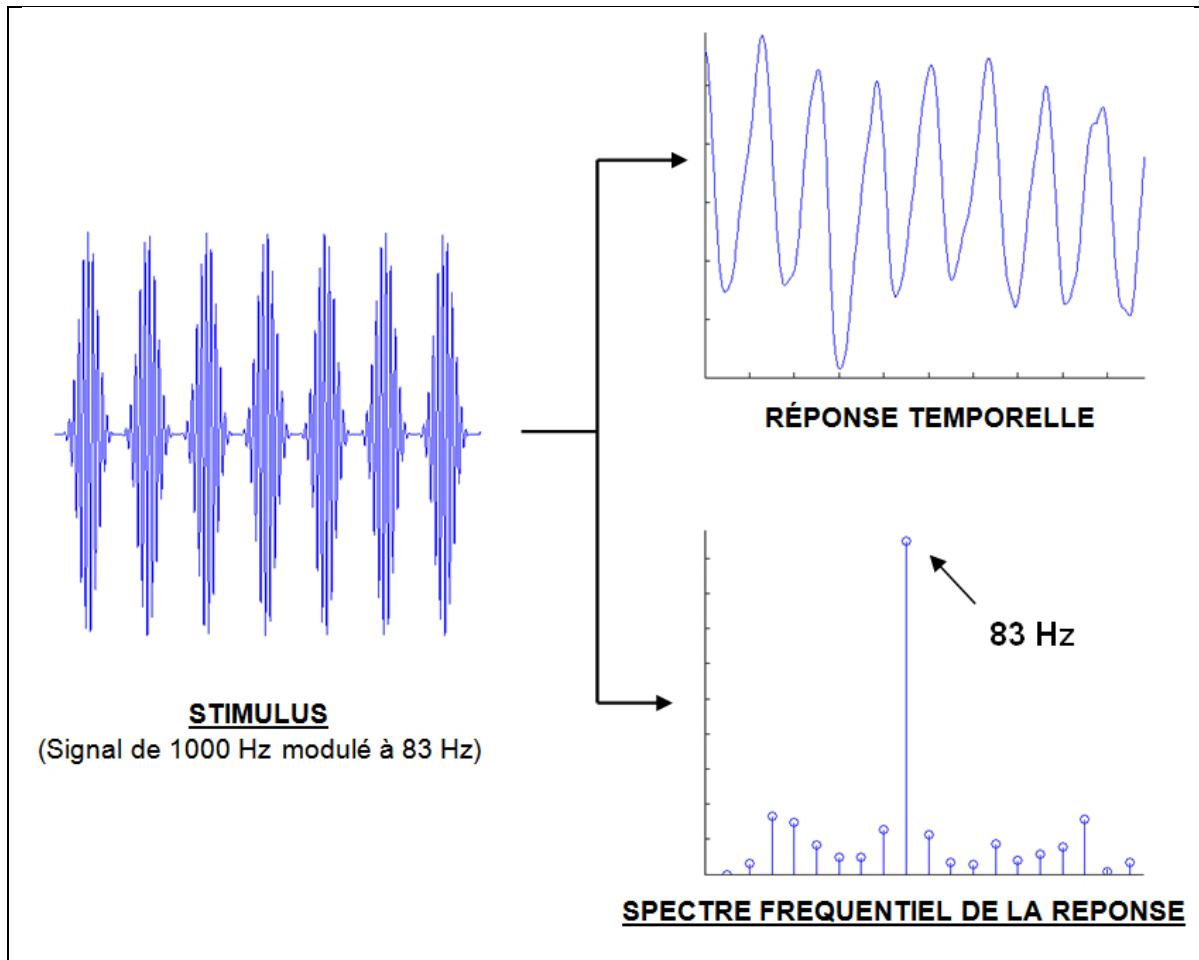


Figure 1-21 : Exemple de résultats obtenus par la méthode des PEASM. Le stimulus (à gauche) est un signal composé d'une fréquence fondamentale, modulée en amplitude. À droite, trace temporelle (en haut) provenant de l'enregistrement moyenné de 1000 traces en réponse à une fréquence porteuse modulée à 83 Hz. On devine la présence de la fréquence de modulation, codée par le système auditif du sujet (phénomène de « verrouillage de phase ») dans la trace EEG. Le spectre fréquentiel (en bas, à droite), obtenu grâce à la transformée de Fourier du signal, nous permet de retrouver cette fréquence de modulation : un pic se détache clairement à la fréquence de modulation.

Adapté de Ménard et collaborateurs 2008.

1.2.3.4.4 Variabilité due à l'âge

Chez l'enfant, il est très difficile de mesurer des PEASM pour des fréquences de modulation autour de 40 Hz car l'amplitude de la réponse mesurée se trouve être plus faible à cause de l'immaturité du système auditif, limitant l'intégration du signal au niveau cortical (Stapells et collaborateurs - 1988).

Chez l'adulte, il n'a été montré aucune différence relative à l'âge (Boettcher et collaborateurs - 2001) même s'il semblerait qu'une certaine stabilité dans la réponse s'établisse au fur et à mesure de l'âge ; probablement à cause de la maturation du traitement corticale de l'information auditive (Small et collaborateurs - 2006).

1.2.3.4.5 Intérêts et applications cliniques

Lins et collaborateurs montrèrent en 1995 que l'amplitude des PEASM est fortement corrélée au niveau de stimulation (voir figure 1-22). Ménard et collaborateurs montrèrent que, puisque corrélée au niveau de stimulation, l'amplitude des PEASM est également corrélée à la perception de la sonie (voir figure 1-23) (Menard et collaborateurs 2008).

Au niveau application clinique, les PEASM permettent la prédiction des seuils auditifs sur l'ensemble de la gamme fréquentielle (travaux chez le nouveau-né et l'enfant sédaté ou endormi (Picton et collaborateurs 2003)) mais couvrent aussi des champs d'investigation plus larges comme par exemple l'étude de l'encodage du fondamental des voyelles (Aiken et collaborateurs 2006, 2008) ou la quantification de la fonction de sonie utilisée notamment pour le réglage de l'implant cochléaire (Ménard et collaborateurs 2004).

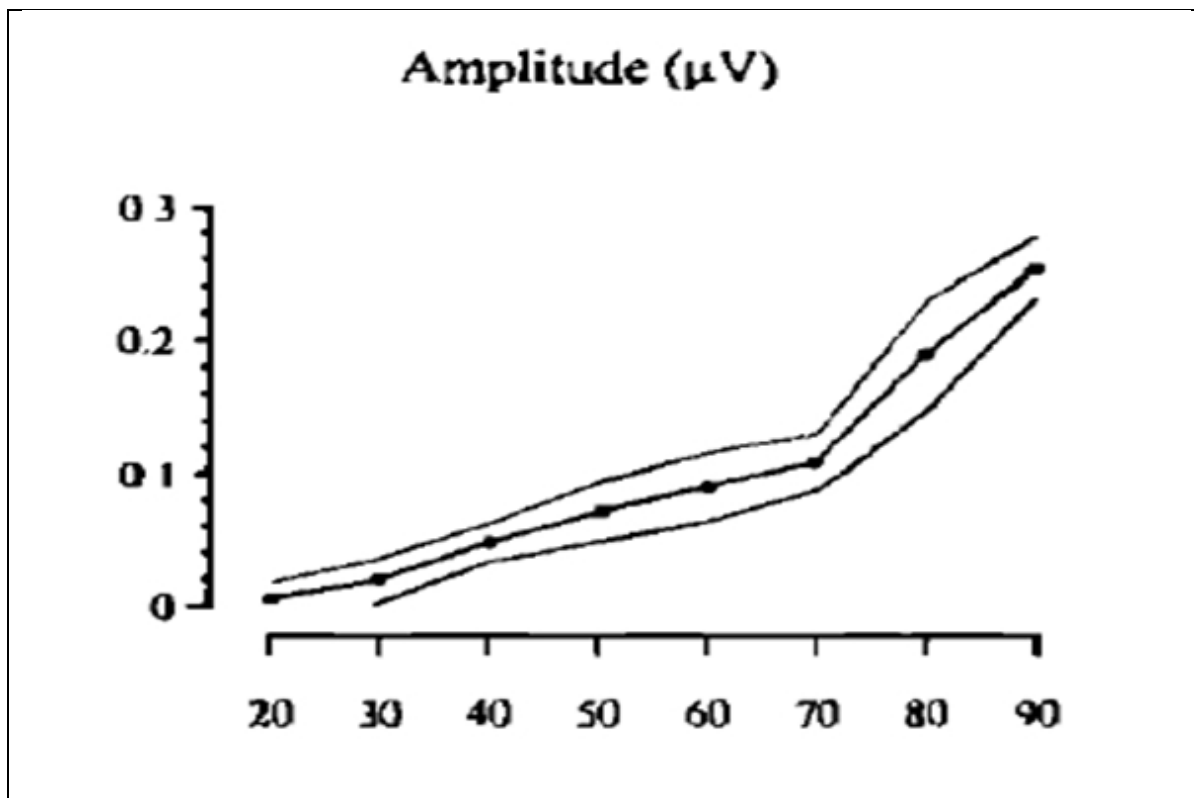


Figure 1-22 : Effet du niveau de stimulation sur les PEASM : l'amplitude des mesures EEG recueillies est fortement corrélée au niveau de stimulation.

Adaptée de Lins et collaborateurs 1995.

1.2.3.5 Potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral en réponse à un son de parole

Comme nous l'avons mis en évidence précédemment, les PEASM permettent une étude plus approfondie de l'audition d'un sujet que ne le permettent les PEA. Toutefois, si les PEASM couvrent un domaine d'investigation plus vaste, ils ne renseignent aucunement sur le traitement sous-cortical de l'encodage temporel et fréquentiel de la parole (Richard et collaborateurs 2010). Or, dans leurs démarches de détection et d'analyse des troubles d'audition en environnement bruyant, les audiologistes cliniciens requièrent un outil de diagnostic permettant d'étudier objectivement cet encodage temporel et fréquentiel : les potentiels évoqués auditif du tronc cérébral en réponse à une stimulation de parole (PEASP) répondent à cette nécessité (Johnson et al 2005).

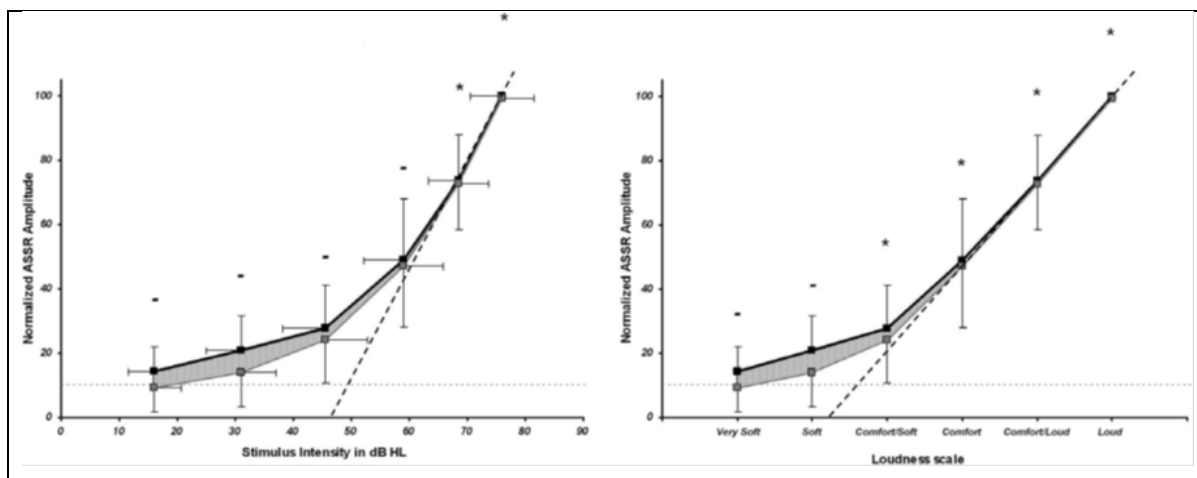


Figure 1-23 : Amplitude normalisée des PEASM en fonction du niveau de stimulation et de la sensation de perception subjective du son (sonie - loudness). La ligne en pointillés gris représente le bruit EEG moyen durant l'enregistrement des PEASM. La courbe noire représente les données sans soustraction du bruit EEG, la courbe grise représente les données avec soustraction du bruit EEG. La différence entre les données bruitées et les données débruitées est figurée par la zone grisée. Les corrélations statistiques entre les réponses expérimentales et l'estimation calculée par régression linéaire (courbe pointillée noire) sont indiqués pour chaque niveau de sonie : - pour non corrélation et * pour corrélation. A partir de la sensation confortable (comfort/soft), l'amplitude des PEASM est corrélée avec la sonie.

Adaptée de Ménard et collaborateurs 2008.

1.2.3.5.1 Recueil et stimulation

Comme dans le cadre des PEASM, le principe d'une manipulation des PEASP est d'enregistrer des différences de potentiel entre plusieurs électrodes suite à une stimulation. Dans le cas des PEASP, cette stimulation est effectuée par un son de parole (par exemple, un phonème /ba/ de fréquence fondamentale de 200 Hz d'une durée de 60 ms) simultanément au recueil de l'activité bioélectrique cérébrale.

1.2.3.5.2 Caractéristiques des PEASP

La réponse du tronc cérébral suite à une stimulation de parole est caractérisée par une « onset response » (réponse impulsionnelle comparable à l'onde V des potentiels évoqués auditifs précoces) ainsi que par plusieurs réponses soutenues en fréquences (« *frequency following*

responses ») dues à la synchronisation des décharges neuronales sur la fréquence fondamentale de la voyelle du stimulus (« *phase locking* »).

Plusieurs études ont montré que les potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral en réponse à un son de parole présentent des similitudes étonnantes avec les caractéristiques acoustiques du stimulus de parole. Cette activité neurologique du tronc cérébral semble en effet fortement corrélée à l'enveloppe inversée du stimulus, décalée d'une dizaine de millisecondes (voir figure 1-24 et 1-25) (Akhoun et collaborateurs 2008).

1.2.3.5.3 PEASP, réponse physiologique ou artefact ?

Compte tenu du fait que stimulation et recueil se font simultanément, ces étranges similarités entre le signal recueilli et le stimulus de parole pourraient laisser penser que cette réponse ne

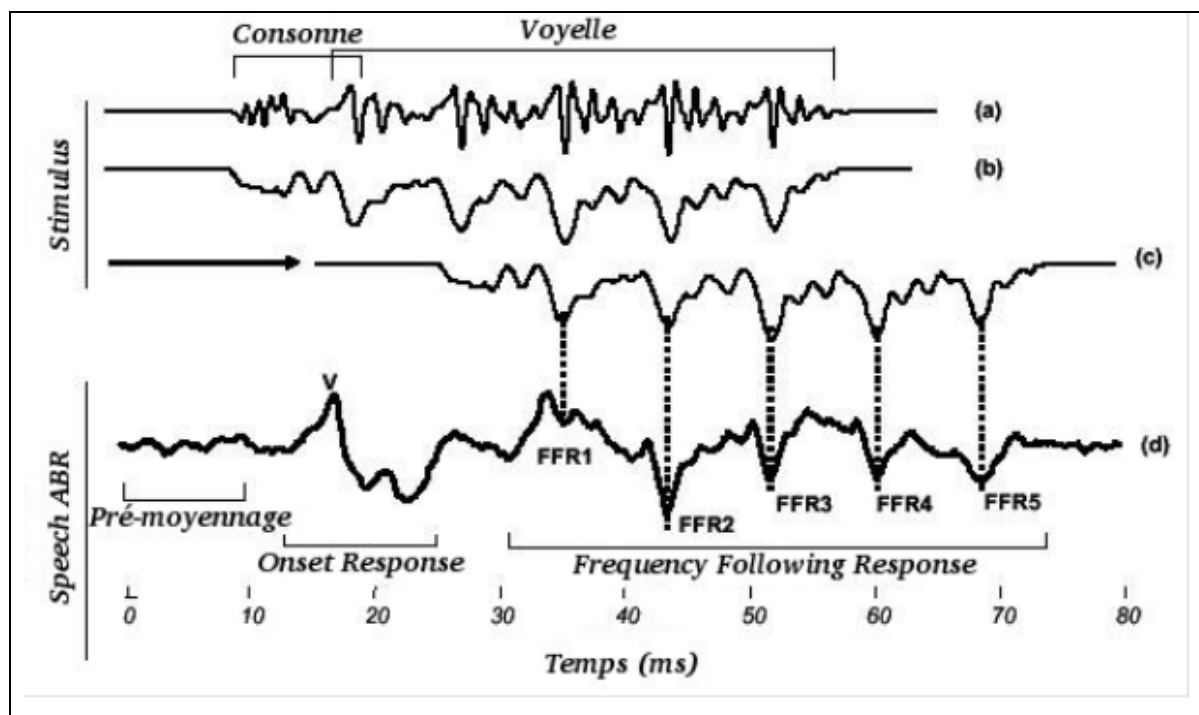


Figure 1-24 : Réponse évoquée auditive du tronc cérébral en réponse à une stimulation de parole. L'enveloppe inversée du stimulus décalée d'une dizaine de millisecondes (c) semble être fortement corrélée au PEASP (d).

Adaptée d'Akhoun et collaborateurs 2008.

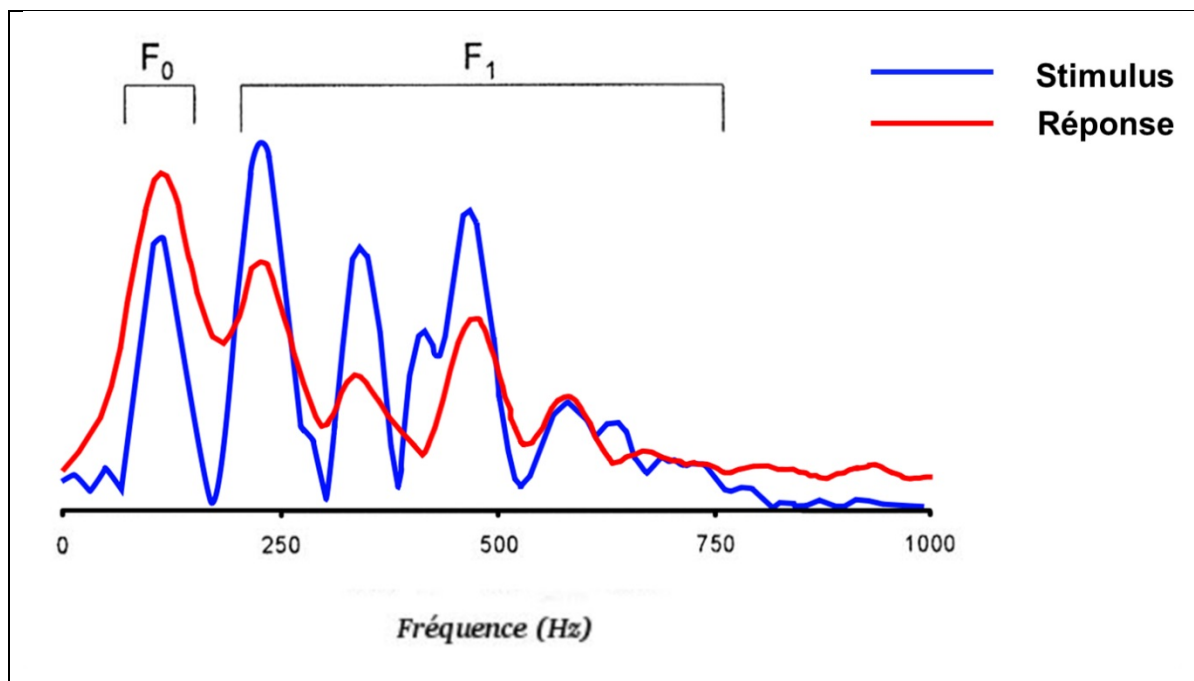


Figure 1-25 : Spectre fréquentiel de la réponse évoquée auditive du tronc cérébral en réponse à un son de parole. Comme l'indique le spectre fréquentiel du PEASP, il est possible de retrouver, dans l'activité électro-physiologique recueillie, la fréquence fondamentale et le premier formant du stimulus utilisé.

Adaptée de Johnson et collaborateurs 2005

soit pas véritablement d'ordre physiologique. Mais en comparant les réponses du tronc cérébral d'une population normo-entendante avec celle d'une population de sourds cophotiques unilatéraux (surdité profonde sur une seule oreille), il est possible de montrer que cette réponse du tronc cérébral est bien une mesure objective de l'activité neurophysiologique en réponse à un son de parole (Akhoun et collaborateurs 2008). En effet, chez le normo-entendant, il n'y a pas de différence réellement significative entre la réponse recueillie sur l'oreille droite et celle recueillie sur l'oreille gauche mais chez le sourd cophotique unilatéral, la réponse recueillie sur l'oreille fonctionnelle diffère radicalement de celle recueillie sur l'oreille morte (voir figure 1-26). Si, l'activité électro-physiologique relevant de l'oreille fonctionnelle chez le sourd cophotique unilatéral est semblable à celle mesurée chez le normo-entendant, il existe en revanche une différence profonde au niveau de

l'enregistrement de l'activité relevant de l'oreille non-fonctionnelle : le signal mesuré par les électrodes de surface ne semble correspondre alors qu'au bruit de fond ambiant.

Compte tenu des résultats de l'étude réalisée par Akhoun et collaborateurs (Akhoun et collaborateurs 2008), il est donc possible d'affirmer que les PEASP permettent de mettre en évidence la façon dont la parole est encodée avant d'être traitée par le cerveau humain (Galbraith et collaborateurs 1995).

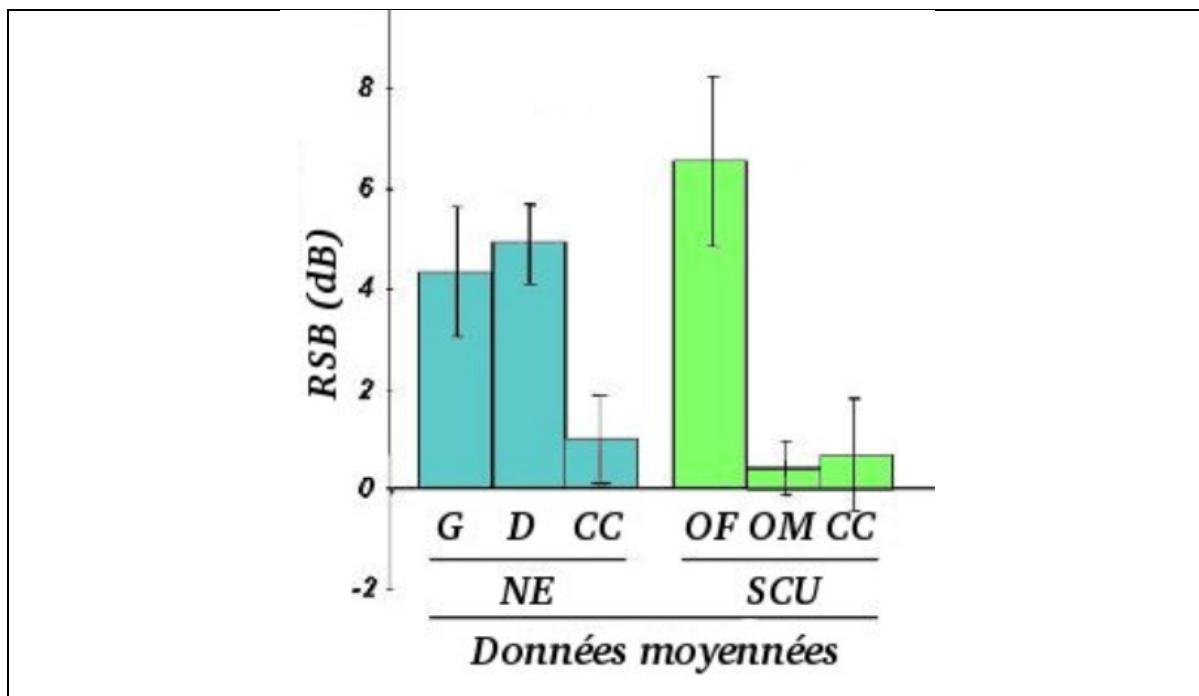


Figure 1-26 : Comparaison de l'activité électro-physiologique du tronc cérébral chez le normo-entendant (« NE », en bleu) et le sourd cophotique unilatéral (« SCU », en vert), mesurée sur les oreilles droites (D) et gauche (G) et sans inserts (CC) pour le normo-entendant, et sur les oreilles fonctionnelles (OF), non-fonctionnelle (OM) et sans inserts (CC) pour le sourd cophotique unilatéral.

Adaptée d'Akhoun et collaborateurs (2008).

CHAPITRE 2

PROTOCOLE I : MESURE DE L'ATTÉNUATION¹

Lors d'une stimulation acoustique, les différentes structures anatomiques du système sensoriel auditif sont successivement activées. Le signal électrique, résultant de l'activation de ces structures anatomiques, se transmet par conduction passive jusqu'au scalp, à travers les volumes de conduction représentés par le tissu cérébral, le liquide céphalo-rachidien, l'os et le scalp. Il est possible de recueillir ce signal électrique sous la forme d'une différence de potentiels à l'aide d'électrodes surfaciques disposées sur le scalp. Grâce à l'enregistrement de cette activité électrophysiologique cérébrale, il est alors possible d'apprécier où, quand et comment est traitée l'information acoustique.

Comme il a été exposé dans la revue de littérature, les protecteurs auditifs agissent comme des filtres modifiant le contenu fréquentiel du niveau sonore d'exposition. Cette modification du contenu fréquentiel, induite par le port de protecteurs auditifs, modifie notre perception sensorielle du son. Le signal EEG recueilli, dépendant de l'activation des différentes structures anatomiques du système auditif, est alors susceptible de rendre compte de ces modifications du contenu fréquentiel de la stimulation acoustique, et donc de quantifier objectivement l'atténuation de protecteurs auditifs.

Peu d'études ont examiné l'utilisation des réponses électrophysiologiques pour quantifier l'atténuation des protecteurs auditifs. En 1986, Wilde et ses collaborateurs ont montré qu'il est possible de mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs grâce au recueil des PEAP.

¹ Une partie des résultats obtenus par l'intermédiaire de ce protocole a été publié dans un article de conférence et présenté au 167^{ème} congrès biennuel organisé par l'«Acoustical Society of America» (Providence, USA, 5-9 mai 2013) et à la semaine acoustique canadienne 2014 organisée par l'Association Canadienne d'Acoustique (Winnipeg, CANADA, 7-10 octobre 2014).

L'idée de Wilde et ses collaborateurs est de déterminer la fonction entre la latence des PEAP et le niveau de stimulation avec et sans protecteurs pour calculer l'atténuation. Toutefois, cette étude exploratoire est relativement limitée car l'ensemble de la gamme fréquentielle a été limité à une fréquence (les stimuli utilisés sont de sons purs de 4000 Hz) et la méthodologie employée n'a pas été comparée avec les méthodes classiquement utilisées pour mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs (par exemple REAT, MIRE ou F-MIRE). En 2007, Zera et ses collaborateurs ont également vérifié qu'il est possible de mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs à partir du recueil des PEAP en réponse à des «clics» et à des bruits large-bande. L'idée de Zera et ses collaborateurs est de calculer l'atténuation comme la différence entre les niveaux de stimulation avec et sans protecteur permettant d'obtenir la même latence de l'onde V. Toutefois cette méthodologie de calcul de l'atténuation est fortement influencée par la pente des courbes de résultats avec et sans protecteur et par conséquent, l'atténuation estimée par Zera et ses collaborateurs diminue quand le niveau de stimulation diminue.

Le recueil des PEASM n'a jamais été utilisé pour évaluer l'atténuation des protecteurs auditifs alors que cette technique présente certains avantages par rapport au recueil des PEAP : premièrement, les PEASM peuvent être enregistrés pour des stimuli dont les fréquences sont inférieures à 1000 Hz, contrairement aux PEAP. Deuxièmement, l'utilisation des PEASM pourrait fournir une évaluation plus stable de l'atténuation puisqu'elle serait calculée avec des stimuli continus contrairement au recueil des PEAP qui utilise des stimuli brefs.

Ce protocole présente une tentative de mesure de l'atténuation des protecteurs auditifs à partir d'enregistrements des PEASM recueillis en réponse à des stimuli modulés en amplitude à 40 Hz. En effet, les amplitudes des PEASM enregistrées à 40 Hz sur des sujets éveillés sont plus élevées que celles enregistrées entre 70 et 110 Hz. Ce choix permet donc d'optimiser le rapport signal sur bruit.

2.1 Méthodologie

2.1.1 Sujets volontaires

Dix sujets volontaires normo-entendants (huit hommes et deux femmes), âgés entre 20 et 29 ans, ont participé à cette étude. L'obtention du consentement éclairé des participants a été réalisée pour chaque sujet avant leur inclusion dans l'étude qui a été approuvée par le Comité d'éthique de l'ÉTS.

2.1.2 Choix du protecteur auditif

Dans cette expérience, les niveaux de stimulation ont été ajustés de telle sorte que le niveau de pression acoustique dans le conduit auditif du sujet soit approximativement le même avec et sans protecteur. En d'autres termes, nous avons augmenté le niveau de stimulation proportionnellement à l'atténuation attendue. Toutefois, les niveaux de stimulation ont été limités pour ne pas dépasser 75 dB(SPL) afin d'éviter que le sujet soit involontairement exposé à un niveau de bruit excessif pendant une longue période de temps dans le cas où le

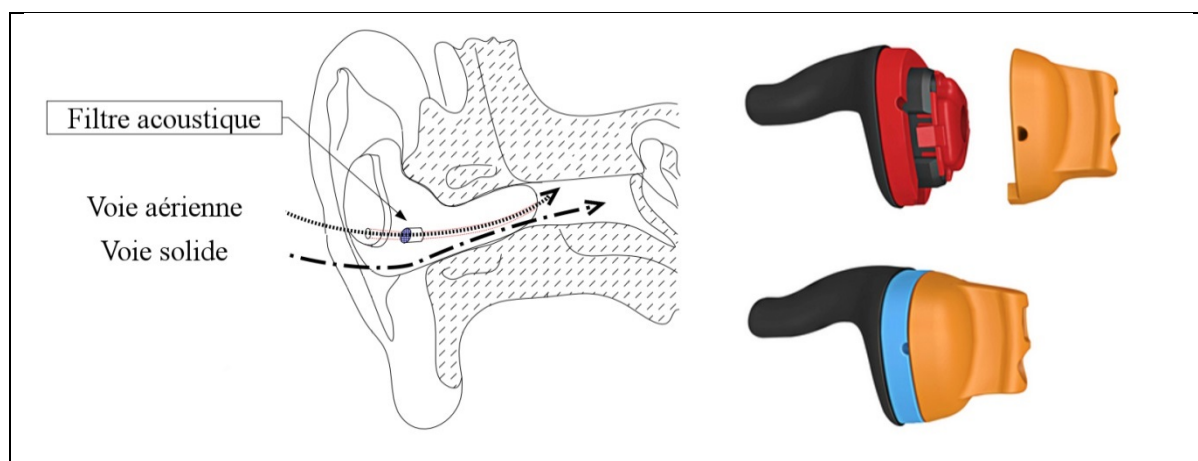


Figure 2-1 : Vue d'ensemble du protecteur intra-auriculaire en silicone moulée sur mesure de la compagnie Sonomax : schéma de principe (reproduit et modifié avec l'autorisation des auteurs F. Laville et J. Voix) et vue explosée (reproduit avec l'autorisation de Sonomax). Lors du port d'un tel protecteur auditif, le son est transmis à l'oreille moyenne par l'intermédiaire de deux chemins : un chemin par voie solide où le son est transmis à travers le matériau du protecteur auditif et un chemin par voie aérienne où le son est transmis à travers le filtre acoustique passif.

protecteur auditif serait mal inséré. Par conséquent, l'atténuation fournie par les protecteurs auditifs à 500 Hz et 1 kHz ne devait pas être trop importante (pas plus de 10-20 dB) pour permettre d’optimiser le rapport signal sur bruit des PEASM recueillis lors du port de protecteur. D’autre part, en raison de la longue durée de l'expérience (environ 2 heures), les protecteurs auditifs à utiliser devaient être confortables.

Les protecteurs auditifs choisis pour cette étude sont les bouchons intra-auriculaires en silicone moulée sur mesure de la compagnie Sonomax (voir figure 2-1). Ces protecteurs auditifs sont bien adaptés pour cette expérience car ils peuvent fournir l'atténuation modérée requise par l'insertion d'un filtre. Ceux-ci sont moulés sur mesure pour chaque utilisateur grâce à l'injection de silicone de qualité médicale dans une membrane extensible. Ces bouchons d'oreille incluent un alésage interne de diamètre et de longueur constante qui permet l'insertion temporaire d'une sonde microphonique et l'insertion définitive d'un filtre acoustique passif. Parmi tous les choix proposés par Sonomax, nous avons choisi d’utiliser le filtre «brun» car il fournit une atténuation de 11 dB à 500 Hz et 15 dB à 1000 Hz, ce qui permet de respecter la contrainte énoncée précédemment (pas plus de 10-20 dB d’atténuation dans ces bandes). Les caractéristiques du filtre sont répertoriées dans le tableau 2-1.

2.1.3 Description de l’expérience

La première étape de l’expérience consiste à effectuer le moulage des bouchons d’oreilles personnalisés pour chaque sujet et à procéder à la mesure objective de l’atténuation (*F-MIRE*, étape 1). Une fois cette étape réalisée, le sujet retire ses bouchons d’oreilles afin que le filtre puisse être installé par l’expérimentateur dans chaque protecteur auditif. Après le placement

Tableau 2-1 : Données constructeur pour l’atténuation du protecteur intra-auriculaire en silicone moulée sur mesure de la compagnie Sonomax. Ces données ont été obtenues à partir de mesures *REAT* réalisées selon la norme ANSI S3.19-1974

Brown Filter Attenuation Data	Test Frequencies (Hz)	125	250	500	1000	2000	4000	8000	NRR
	Mean attenuation (dB)	6.3	7.4	10.8	14.9	26.1	29.9	30.8	10
	Standard Deviation (dB)	4.2	3.2	3.8	3.8	4.7	2.7	5.8	

des électrodes pour l'enregistrement des PEASM, les bouchons d'oreilles sont réintroduits par le sujet et l'expérimentateur procède à la mesure subjective de l'atténuation (*REAT*, étape 2) et à la mesure physiologique de l'atténuation (PEASM, étape3), avec protecteurs auditifs. L'expérimentateur demande ensuite au sujet de retirer ses bouchons d'oreille pour réaliser les mêmes mesures (*REAT* et PEASM) sans protecteur auditif. Durant toutes les mesures réalisées, les sujets sont assis dans une chaise ergonomique confortable à l'intérieur d'une cabine audiométrique à double paroi dont le niveau de bruit ambiant n'excède pas les niveaux en bande d'octave spécifiés dans la norme ISO 8253-1:2010 (F).

2.1.3.1 Étape 1 : moulage des bouchons et mesure objective microphonique de l'atténuation (*F-MIRE*)

La première étape consiste à accomplir le moulage des bouchons d'oreilles personnalisées pour chaque sujet et à réaliser la mesure *F-MIRE* permettant de mesurer objectivement l'atténuation fournie par les protecteurs réalisés. Une fois cette mesure réalisée, les bouchons d'oreille sont enlevés par le sujet afin que le filtre puisse être installé dans le protecteur auditif.

L'atténuation objective est calculée via le logiciel «SonoPass™» (version 3.2.1.6) selon la formule suivante :

$$Atténuation = (Lp_conduit_{externe} - Lp_conduit_{interne}) + F_{correction} \quad (2.1)$$

Où :

- $Lp_conduit_{externe}$ et $Lp_conduit_{interne}$ correspondent respectivement aux niveaux de pression mesurés à l'extérieur et à l'intérieur du conduit auditif grâce au un doublet microphonique inséré dans le bouchon.
- $F_{correction}$ correspond aux facteurs de correction provenant de tests de laboratoire.

Le stimulus utilisé pour effectuer les mesures *F-MIRE* est un bruit rose généré par ordinateur et présenté à 85 dB(SPL) via un haut-parleur placé en incidence frontale.

2.1.3.2 Étape 2 : mesure subjective de l'atténuation (*REAT*)

La seconde étape consiste à réaliser la mesure subjective de l'atténuation des protecteurs auditifs. L'atténuation subjective est calculée comme la différence entre les seuils audiométriques avec et sans protecteur via le logiciel « *REAT MASTER™* » 3.2.18 (Nelson Acoustics 2007-2011). Le logiciel « *REAT MASTER* » est un programme permettant de déterminer automatiquement les seuils avec et sans protecteur auditif (audiométrie automatique de BEKESY). La réalisation de la mesure s'effectue à l'aide d'un bouton poussoir que le sujet presse dès qu'il perçoit le stimulus : le niveau de stimulation commence alors à diminuer progressivement et lorsque le sujet n'entend plus le stimulus, il cesse d'appuyer sur le bouton et le niveau de stimulation croît à nouveau, ce qui permet d'obtenir des seuils audiométriques en «dents de scie». Trois résultats approximatifs sont nécessaires pour déterminer chaque seuil d'audition.

Les stimuli utilisés pour effectuer les mesures *REAT* sont des sons pulsés à 500 Hz et 1 kHz, généré par ordinateur et présenté via un casque Sennheiser™ HD280 Pro. En raison de la longue durée de l'expérience, une seule mesure subjective a été effectuée pour chaque sujet.

2.1.3.3 Étape 3 : mesure objective physiologique de l'atténuation (*PEASM*)

La troisième étape consiste à réaliser la mesure physiologique de l'atténuation des protecteurs auditifs. L'atténuation physiologique est calculée comme la différence moyenne entre les droites de régression linéaire calculées par la méthode des moindres carrés avec les amplitudes des *PEASM* obtenues avec et sans protecteur auditif. Un exemple de calcul est illustré sur la figure 2-2.

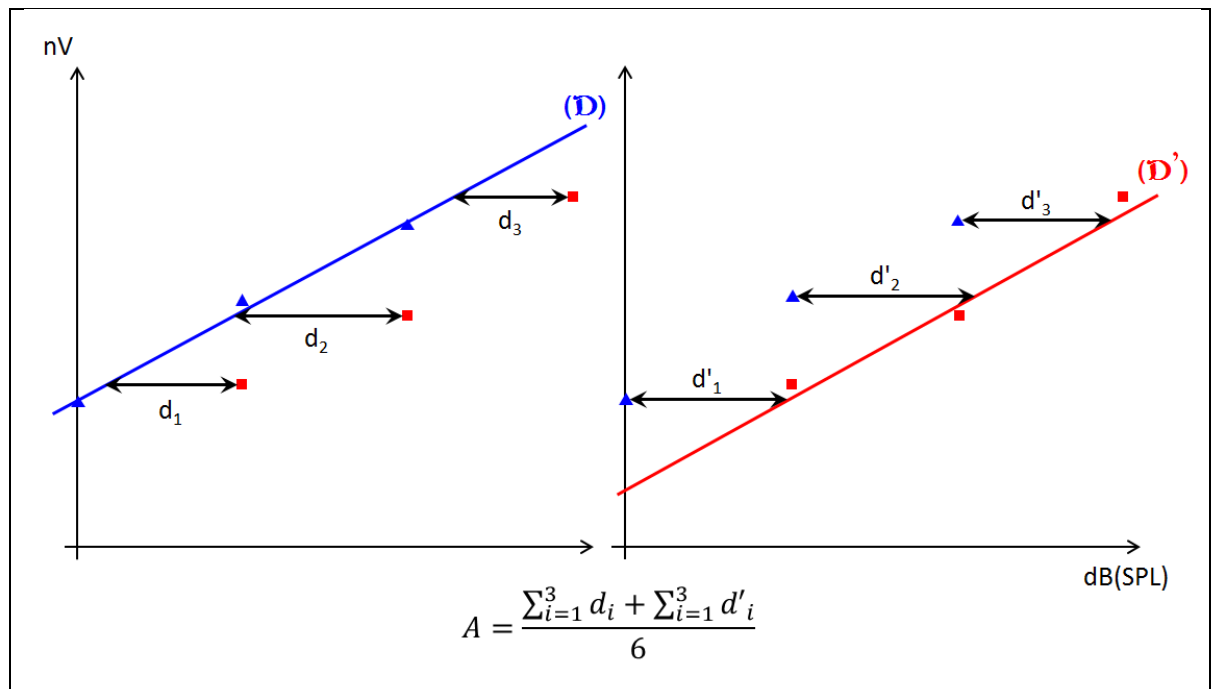


Figure 2-2 : Exemple de calcul de l'atténuation physiologique à partir de l'amplitude des PEASM variant en fonction du niveau de stimulation. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en trait plein, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés. L'atténuation est calculée à partir des distances entre les droites de régression linéaire et chaque point de mesure enregistré avec et sans protecteur auditif.

Comme l'état de vigilance d'un sujet peut moduler l'amplitude des réponses enregistrées avec une fréquence de modulation à 40 Hz, les sujets ont été invités à rester éveillé et à regarder un film sous-titré pendant les enregistrements des PEASM. Pendant toute l'expérience, l'expérimentateur a également maintenu un contact visuel avec le sujet à travers la vitre de la cabine audiométrique pour s'assurer que le sujet ne s'endormait pas. En effet, les sujets ont tendance à s'endormir lors de longs enregistrements. Dans le milieu de l'expérience, un café ou un thé a été fourni à tous les sujets qui ont indiqué qu'ils se sentaient fatigués.

Le logiciel M.A.S.T.E.R. développé à l'Institut de recherche Rotman (Toronto, Canada) a été utilisé à la fois pour la génération des stimuli et pour l'enregistrement et l'évaluation des PEASM. Les fréquences porteuses et de modulation des deux stimuli ont été ajustées automatiquement par le logiciel pour qu'un nombre entier de cycles soit produit lors de

chaque section d'enregistrement afin de permettre aux différentes sections d'être reliées ensemble sans artefact acoustique et d'être interchangeables en cas de rejet artefact. Par exemple, la fréquence de modulation de 40 Hz a été ajustée à 40,039 Hz. Toutefois, pour plus de simplicité de lecture, les fréquences des stimuli sont indiquées à la valeur entière la plus proche.

Les stimuli utilisés lors du recueil des PEASM sont des sons purs, modulée en amplitude avec une profondeur de modulation de 100%. Les fréquences porteuses des stimuli sont de 500 Hz et 1 kHz, respectivement modulées à 40 et 41 Hz. Chaque stimulus a été amplifié en utilisant un audiomètre Interacoustic™ (modèle AC40) et présenté en binaural via un casque Sennheiser™ (modèle HD 280 Pro). Les stimuli ont été calibrés en utilisant une tête artificielle G.R.A.S.™ (modèle 45CB) avec une pondération linéaire. Comme l'amplitude des PEASM n'augmente pas toujours de façon linéaire avec le niveau de stimulation, les PEASM ont été enregistrés avec trois niveaux de stimulation pour permettre une meilleure précision pour le calcul de l'atténuation physiologique. Les stimuli ont donc été présentés à 45, 55, et 65 dB(SPL) pour les trois mesures sans protecteur auditif et à 55, 65, et 75 dB(SPL) (soit 10 dB plus fort) pour les trois mesures avec protecteurs auditifs. La polarité des stimuli a été inversée pour la moitié des 22 enregistrements effectués pour chaque condition, afin d'éliminer les artefacts de stimulation qui peuvent être présents dans le signal EEG lors du recueil de PEASM avec un casque d'écoute (les 11 premiers stimuli ont été présentés avec une phase de 0° et les 11 suivants ont été présentés avec un déphasage de 180°).

Le montage utilisé pour l'enregistrement des PEASM est illustré sur la figure 2-3. Les PEASM ont été recueillies en utilisant trois électrodes placées au vertex (Cz), sur la nuque (référence) et sur la clavicule (*ground*). Toutes les impédances inter-électrodes étaient en dessous de 3 kΩ à 10 Hz. Les PEASM ont été filtrés en utilisant un filtre passe-bande de 0,3 à 300 Hz (12 dB/octave) et amplifiés 50000x (10000x via l'amplificateur EEG GRASS Technologies LP511 et 5 fois via la carte National Instruments USB-6259). Toutes les

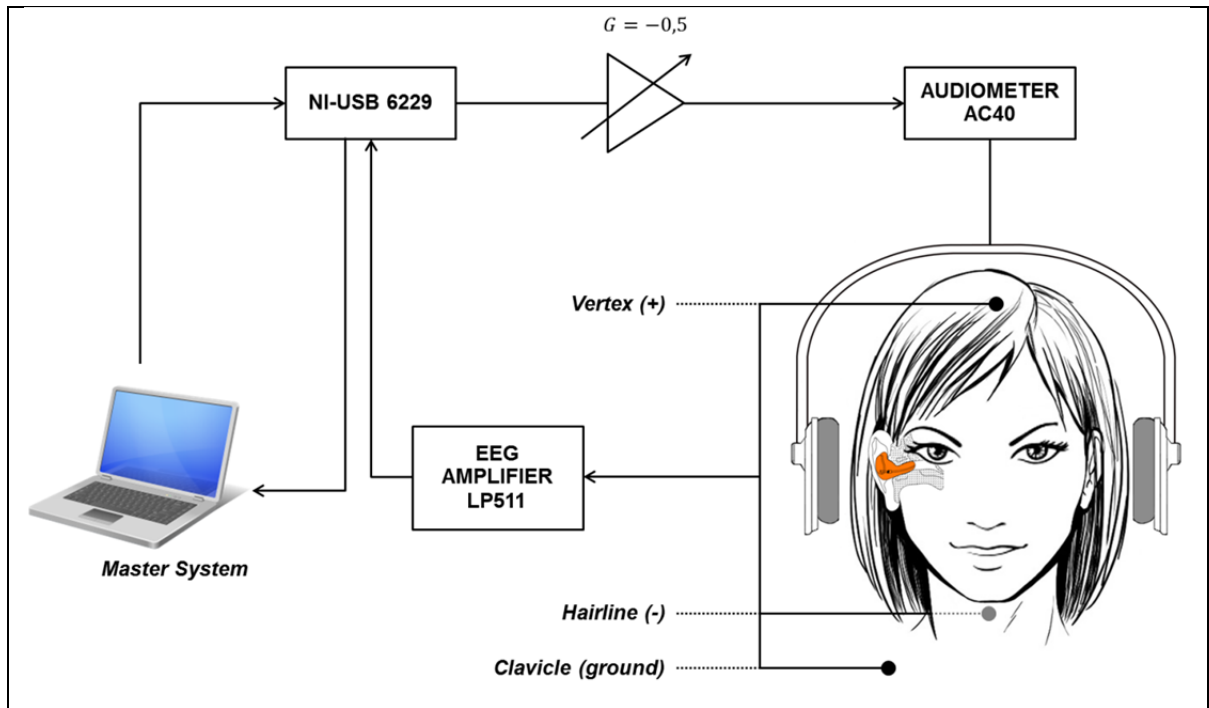


Figure 2-3 : Montage expérimental utilisé pour l'enregistrement des PEASM pour le protocole 1. Tous les appareillages sont contrôlés par un unique ordinateur portable. Les signaux de stimulation en provenance de la sortie D/A de la carte d'acquisition NI-USB 6229 sont atténués par un amplificateur opérationnel monté en inverseur avec un gain de 0,5 afin de respecter le voltage maximum admissible sur l'entrée «CD» de l'audiomètre qui permet à l'opérateur de régler le niveau de stimulation délivré au sujet par l'intermédiaire d'un casque d'écoute. En parallèle, les PEASM sont recueillis à partir d'électrodes à cupules plaquées or (GRASS technologies) positionnées sur le cuir chevelu et sont ensuite amplifiés par un amplificateur EEG avant d'être transmis à l'entrée A/D de la carte d'acquisition. Les données sont traitées en temps réel par l'intermédiaire du logiciel M.A.S.T.E.R.

données ont été collectées en utilisant un taux de conversion A/D de 1000 Hz. Un enregistrement de PEASM typique nécessite 72 minutes environ : 2 fréquences (500 Hz et 1000 Hz) \times 6 niveaux de stimulation différents (3 non-occlus et 3 occlus) \times 22 enregistrements de 16,384 secondes. Pour minimiser les artéfacts et autres interférences, les enregistrements contenant des signaux de plus de $\pm 90 \mu\text{V}$ ont été rejetées.

Les PEASM recueillis ont été moyennés dans le domaine temporel et ensuite analysés en temps réel dans le domaine fréquentiel en utilisant une FFT. Les amplitudes sont exprimées en nanovolts (nV). Un test de Fisher est réalisé par le système M.A.S.T.E.R. pour évaluer la

présence ou l'absence de réponse en comparant l'amplitude de la raie spectrale générée à la fréquence de modulation du stimulus et l'amplitude moyenne du bruit EEG calculée sur un intervalle de ± 10 Hz autour de la fréquence de modulation. Une réponse est considérée comme présente si $p < 0,05$.

2.2 Présentation des résultats

La figure 2-4 présente, pour chaque sujet, l'amplitude des PEASM à 500 Hz en fonction du niveau de stimulation, enregistrée avec et sans protecteur. Les résultats obtenus à 1000 Hz sont présentés sur la figure 2-5. Les atténuations individuelles et moyennes calculées à partir des mesures subjectives (*REAT*), des mesures objectives (*F-MIRE*) et des enregistrements physiologiques (PEASM) sont récapitulées dans le tableau 2-2. L'histogramme de la figure 2-6 présente la comparaison des atténuations moyennes calculées à partir des mesures subjectives (*REAT*) et des enregistrements physiologiques (PEASM).

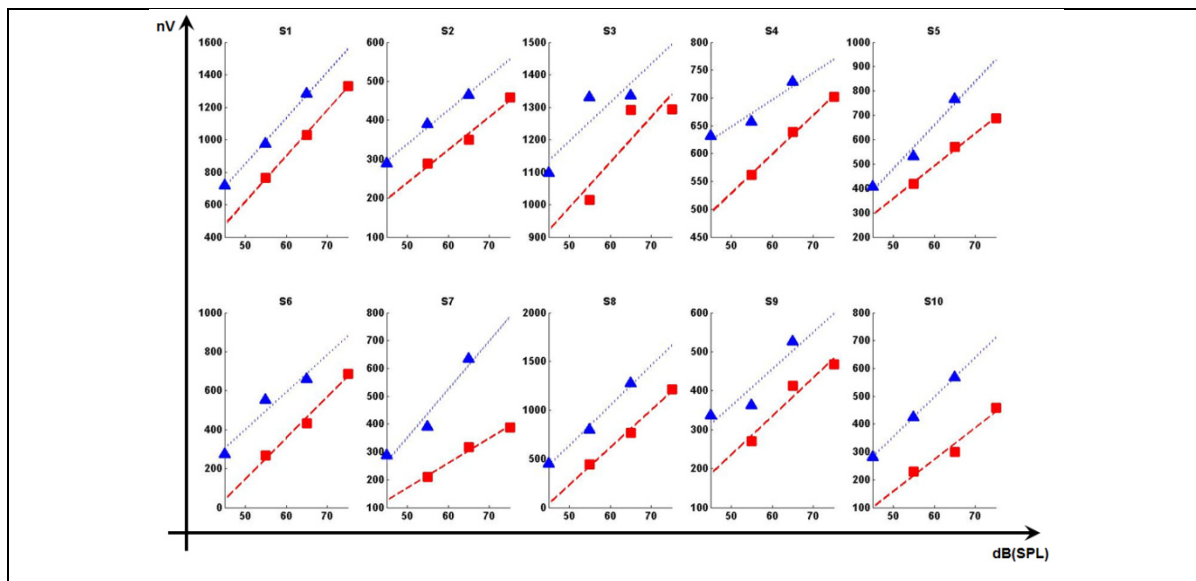


Figure 2-4 : Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 500 Hz en fonction du niveau de stimulation (dB(SPL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.

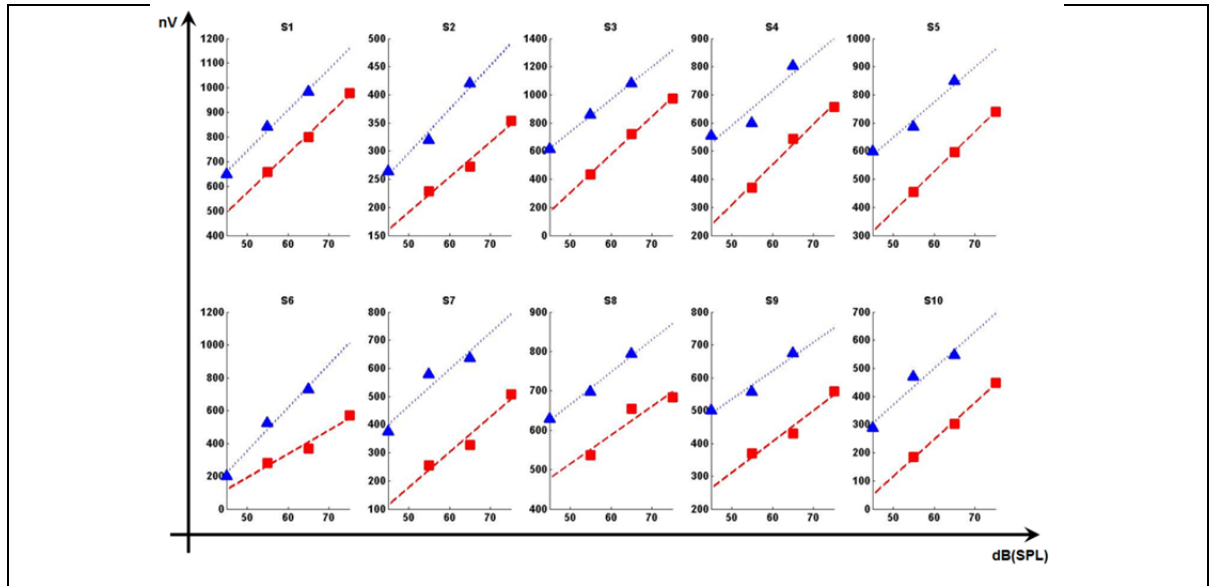


Figure 2-5 : Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 1 kHz en fonction du niveau de stimulation (dB(SPL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.

Tableau 2-2 : Atténuations individuelles et moyennes obtenues avec les méthodes *F-MIRE*, *REAT* et PEASM

		Résultats individuels										Moyenne	Écart type	Ic (95%)
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10			
500 Hz	REAT	10,0	12,0	10,0	8,0	10,0	12,0	10,0	15,0	14,0	14,0	11,5	2,3	1,4
	F-MIRE	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	11,0	0,0	0,0
	ASSR	8,2	11,7	14,3	16,7	10,6	11,6	21,2	10,8	12,5	17,4	13,5	3,9	2,5
1000 Hz	REAT	11,0	13,0	15,0	20,0	13,0	14,0	13,0	20,0	22,0	14,0	15,5	3,7	2,4
	F-MIRE	15,0	15,0	15,0	15,0	14,0	15,0	13,0	14,0	14,0	14,0	14,4	0,7	0,4
	ASSR	10,8	17,2	15,6	19,6	18,5	14,1	23,0	20,6	23,7	19,4	18,2	4,0	2,5

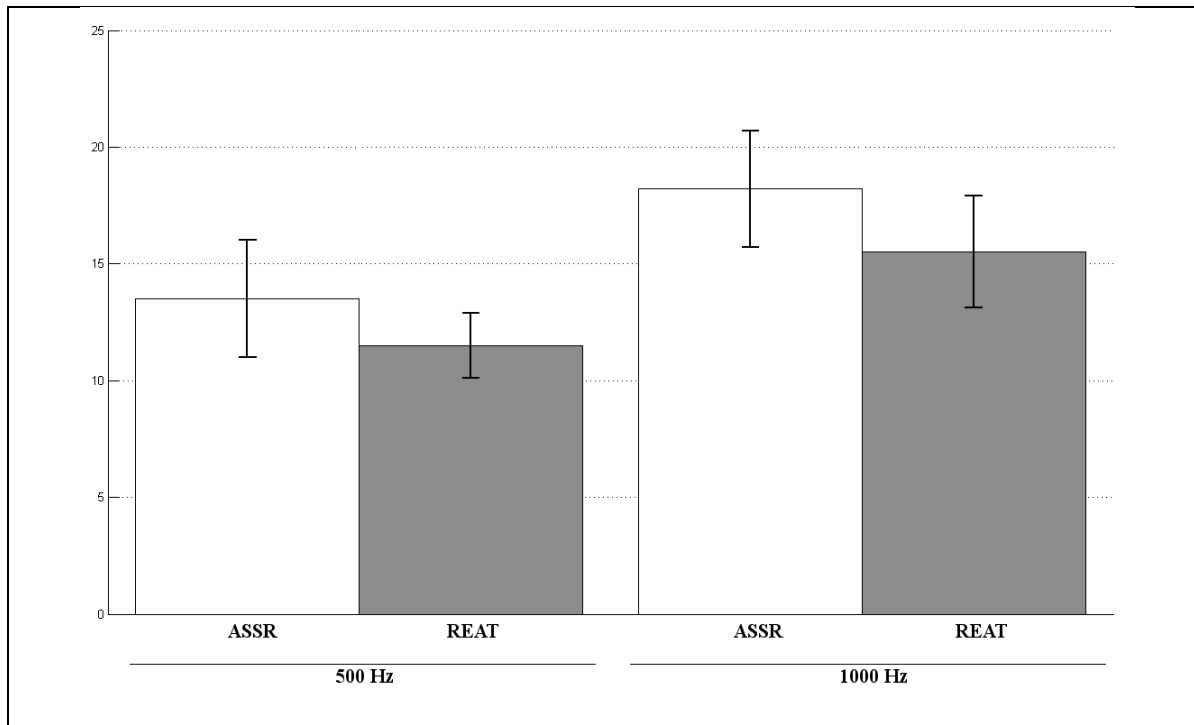


Figure 2-6 : Comparaison entre les atténuations moyennes calculées à partir de la méthode subjective (REAT) et celles calculées à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 500 Hz et 1 kHz.

2.3 Interprétation des résultats

2.3.1 Résultats objectifs obtenus avec la méthode *F-MIRE*

D'après le tableau 2-2, les résultats individuels obtenus avec la méthode *F-MIRE* sont identiques à 500 Hz et sensiblement identiques à 1 kHz. Les légères différences constatées à 1 kHz sont probablement dues à un mauvais ajustement du protecteur auditif et/ou à un effet de résonance induit à cette fréquence par le port du protecteur auditif.

Comme indiqué sur la figure 2-1, lors du port du protecteur auditif Sonomax, le son est transmis à l'oreille moyenne par l'intermédiaire de deux chemins : un chemin par voie solide où le son est transmis à travers le matériau du protecteur auditif et un chemin par voie aérienne où le son est transmis à travers le filtre acoustique passif. Lors des mesures *F-MIRE*, un microphone est inséré dans l'orifice prévu pour le filtre et le protecteur est donc

«entièrement bloqué». La mesure de l'atténuation effectuée correspond donc à la réduction du son se propageant à travers le protecteur auditif. Si le filtre utilisé n'est pas un filtre «entièrement bloquant», comme dans le cas présent avec le filtre «brun», le logiciel utilisé pour la mesure *F-MIRE* diminue automatiquement la valeur de l'atténuation pour correspondre à celle du filtre utilisé et indiqué dans le logiciel. Pour cette raison, la méthode *F-MIRE* ne permet pas de mesurer l'atténuation effective du bouchon d'oreille équipé d'un filtre acoustique passif : elle détermine une prédiction de la valeur approximative de l'atténuation, ce qui est moins précis qu'une véritable mesure. Par conséquent, les mesures *F-MIRE* réalisées dans cette étude ne peuvent être utilisées que pour vérifier la validité du protecteur auditif moulé sur mesure, et pour fournir une «prédiction» de l'atténuation qui serait obtenue par l'intermédiaire de la méthode *REAT*.

2.3.2 Résultats subjectifs obtenus avec la méthode *REAT*

L'atténuation moyenne obtenue sur 10 sujets avec la méthode *REAT* (voir tableau 2-2) est en accord avec les résultats annoncés par le fabricant (voir tableau 2-1), ce qui confirme la validité de la méthodologie utilisée pour les mesures *REAT*.

2.3.3 Résultats physiologiques obtenus avec les PEASM

L'amplitude (figures 2-4 et 2-5) des PEASM augmentent avec le niveau de stimulation (sauf dans le cas du sujet S3 à 500 Hz au plus haut niveau de stimulation sans protecteur auditif), ce qui confirme la validité de la méthodologie utilisée pour les enregistrements des PEASM.

Comme l'attestent les figures 2-4 et 2-5, pour la plupart des sujets, l'atténuation physiologique calculée à partir de l'amplitude des PEASM est sensiblement la même quel que soit le niveau de stimulation. D'autre part, les droites de régression linéaire avec et sans protecteur semblent similaires pour la plupart des sujets.

2.3.4 REAT versus PEASM

Les résultats du tableau 2-2 et des figures 2-6 et 2-7 indiquent qu'à 500 Hz et à 1 kHz, la moyenne de l'atténuation physiologique calculée à partir de l'amplitude des PEASM ne semble pas être significativement différente de la moyenne de l'atténuation calculée selon la méthode *REAT*. Ce constat est en accord avec ce qui était attendu puisque l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences, source de biais pour les résultats obtenus par la méthode *REAT*, est relativement négligeable à 500 Hz et à 1 kHz.

Cette observation est confirmée à 500 Hz par un test des rangs signés de Wilcoxon, calculé via le logiciel R 3.1.0 (R Core Team 2014), qui ne permet pas de rejeter l'hypothèse nulle et qui ne trouve donc pas de différence significative entre l'atténuation subjective et l'atténuation physiologique calculée à partir de l'amplitude des PEASM ($p > 0,05$). Le test

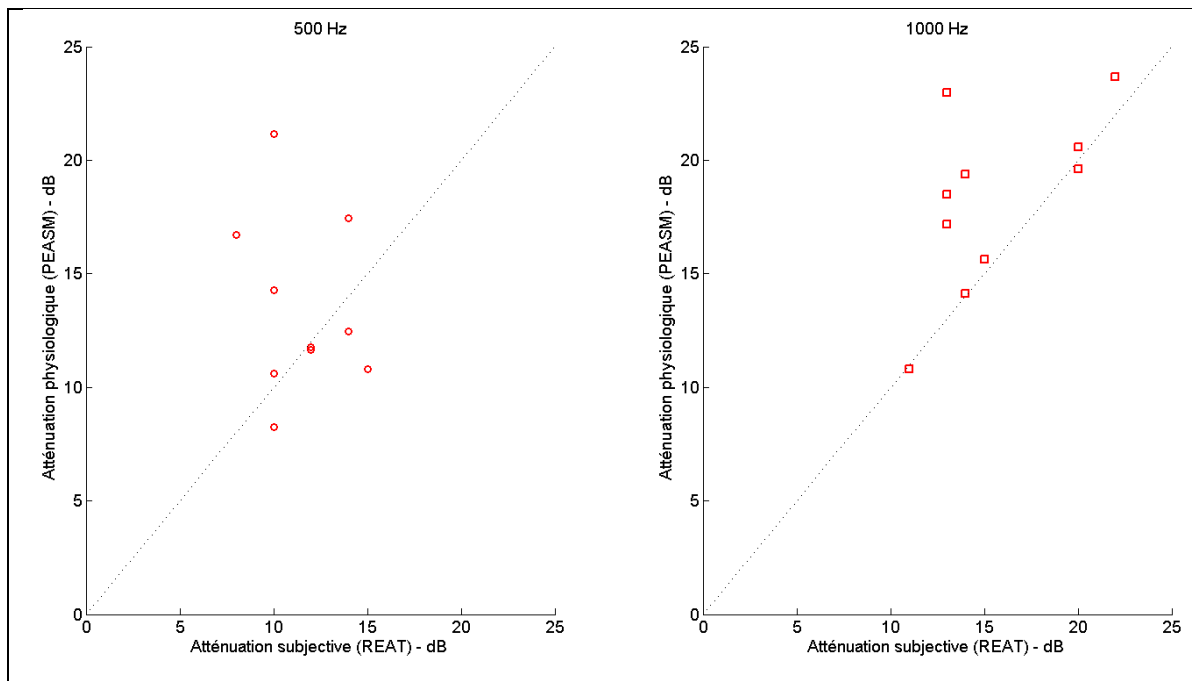


Figure 2-7 : Comparaison entre les atténuations individuelles calculées à partir de la méthode subjective (REAT) et celles calculées à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 500 Hz (○) et à 1000 Hz (□). Chaque symbole représente un sujet. Si les deux méthodes étaient équivalentes, alors les résultats seraient distribués autour de la droite d'équation $y=x$, en pointillés.

d'équivalence TOST (two-one-sided-test, Schuirman, 1987) conclue que les deux méthodes sont équivalentes à $\pm 4,5$ dB à 500 Hz ($p < 0,05$).

Cette observation n'est pas confirmée à 1 kHz. En effet, le test des rangs signés de Wilcoxon rejette l'hypothèse nulle ($p < 0,05$) et trouve une différence significative entre l'atténuation subjective et l'atténuation physiologique calculée à partir de l'amplitude des PEASM. Ce résultat est dû à l'écart entre l'atténuation subjective et l'atténuation physiologique chez certains sujets (sujets n°5, n°7 et n°10). Le test d'équivalence TOST conclue finalement que les deux méthodes sont malgré tout équivalentes à $\pm 5,8$ dB à 1 kHz ($p < 0,05$).

2.4 Discussion et recommandations

Bien que plusieurs auteurs aient envisagé le calcul de l'atténuation des protecteurs auditifs par l'intermédiaire d'enregistrement de l'activité électrophysiologique, aucune étude n'a exploré l'utilisation des PEASM pour évaluer l'atténuation des protecteurs auditifs. La présente étude de faisabilité a cherché à déterminer s'il était possible de mesurer objectivement l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires en utilisant les PEASM recueillis sur un même individu, avec et sans protecteurs. Les résultats obtenus démontrent que les PEASM peuvent être utilisés pour déterminer objectivement cette atténuation : les résultats obtenus sur un groupe de 10 sujets démontrent que les deux méthodes sont relativement équivalentes à 500 Hz ($\pm 4,5$ dB) et 1 kHz ($\pm 5,8$ dB). Plusieurs recommandations peuvent être formulées sur la base de cette étude de faisabilité :

- 1) Les mesures microphoniques de l'atténuation réalisées avec la méthode «*F-MIRE*» ne permettent pas de déterminer l'atténuation effective d'un protecteur équipé d'un filtre acoustique passif. Remplacer les tests «*F-MIRE*» par des tests «*MIRE*», plus précis, permettrait d'obtenir une mesure objective de l'atténuation présentant moins de variabilité que celle mesurée par la méthode «*REAT*».
- 2) L'ensemble de la gamme fréquentielle a été réduite à deux fréquences porteuses (500 Hz et 1 kHz) à cause de la longue durée des expériences réalisées dans le cadre de ce

protocole. L'utilisation de stimuli de type «bruit large bande» permettrait d'obtenir des résultats sur une gamme fréquentielle plus étendue qui serait plus proche de la réalité du quotidien des travailleurs. D'autre part, ce type de stimuli permettrait également de diminuer la durée totale de l'expérience car il ne serait plus nécessaire de discrétiser la plage 250-8000 Hz en plusieurs stimuli.

- 3) L'atténuation physiologique a été calculée comme la différence moyenne entre les droites de régression linéaire calculées par la méthode des moindres carrés avec les amplitudes des PEASM obtenues avec et sans protecteur auditif. Comme l'amplitude des PEASM n'augmentent pas toujours linéairement avec le niveau de stimulation, chaque régression linéaire a été calculée à partir de trois points (un par niveau de stimulation). Les résultats individuels obtenus suggèrent qu'il n'est pas recommandé de calculer ces régressions linéaires avec moins de trois points car, pour un même sujet, il peut exister des différences significatives entre les pentes occluses et non occluses. Une étude approfondie avec plus de trois points devrait permettre de déterminer le nombre optimal de points.
- 4) Une étude exploratoire sur la variabilité intra-individuelle de cette méthode permettrait de conclure en ce qui concerne la possibilité d'utilisation des PEASM pour déterminer l'atténuation individuelle. Une telle étude devrait inclure des évaluations de type «test-retest».
- 5) Finalement, des essais supplémentaires devraient être réalisés afin de vérifier si cette méthode est compatible avec d'autres types de protecteurs auditifs, tels que les coquilles.

CHAPITRE 3

PROTOCOLE II : MESURE DE L'EFFET D'OCCLUSION²

Même si la réduction du bruit à la source devrait être toujours privilégiée, la solution largement utilisée pour lutter contre le bruit au travail reste la protection auditive individuelle. Malheureusement, le port des protecteurs auditifs n'est pas toujours respecté par les travailleurs. L'effet d'occlusion est l'une des raisons souvent évoquée pour justifier ce comportement : l'occlusion du canal auditif induit une modification de la perception la voix de l'utilisation, ce qui crée un inconfort qui incite les travailleurs à retirer leurs protecteurs auditifs.

Comme nous l'avons exposé dans le chapitre précédent, l'enregistrement de l'activité EEG permet de rendre compte des modifications du contenu fréquentiel du son induites par le port de protecteurs auditif. En adaptant la méthodologie utilisée dans le chapitre précédent, le signal EEG recueilli est donc susceptible de pouvoir quantifier objectivement l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs intra-auriculaires.

Pour cette étude, la voix du sujet a été modélisée par un stimulus produit par un vibreur frontal couplé à la tête du sujet.

² Une partie des résultats obtenus par l'intermédiaire de ce protocole ont été publiés dans un article de conférence qui a été présenté à la semaine acoustique canadienne 2015 organisée par l'Association Canadienne d'Acoustique (Halifax, CANADA, 7-10 octobre 2015).

3.1 Méthodologie

3.1.1 Sujets volontaires

Douze sujets volontaires normo-entendants masculins, âgés entre 21 et 27 ans, ont participé à cette étude. L'obtention du consentement éclairé des participants a été réalisée pour chaque sujet avant leur inclusion dans l'étude qui a été approuvée par le Comité d'éthique de l'ÉTS.

3.1.2 Choix du protecteur auditif

Les protecteurs auditifs choisis pour cette étude sont les bouchons intra-auriculaires en mousse de polyuréthane de la compagnie 3M (voir figure 3-1). Ces protecteurs auditifs sont bien adaptés pour cette expérience car ils sont faciles à insérer grâce à leur forme conique et car il est possible de réaliser un marquage au feutre sur la circonférence du bouchon pour facilement contrôler sa profondeur d'insertion. Dans cette étude, les bouchons ont été systématiquement insérés par l'expérimentateur avec une profondeur d'insertion de 10 mm.

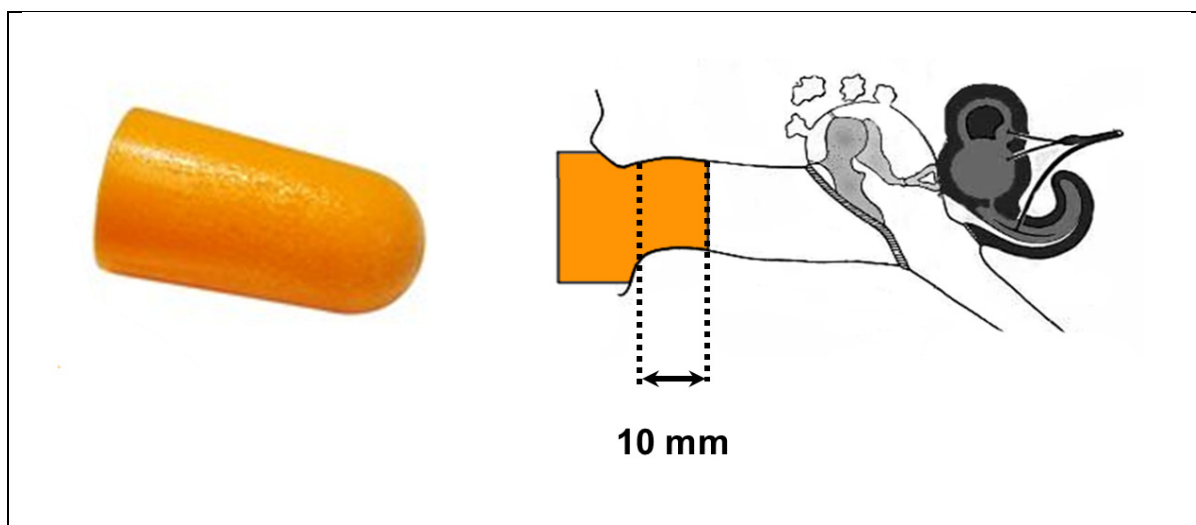


Figure 3-1 : Vue d'ensemble du protecteur intra-de la compagnie 3M : photographie et schéma de principe.

3.1.3 Description de l'expérience

L'expérience typique comporte deux étapes : la première étape consiste à effectuer la mesure psychophysique de l'effet d'occlusion (seuils de l'audition, étape 1) et la seconde étape consiste à effectuer la mesure physiologique de l'effet d'occlusion (recueil des PEASM, étape 2). Durant toutes les mesures réalisées, les sujets sont assis dans une chaise ergonomique confortable à l'intérieur d'une cabine audiométrique à double paroi dont le niveau de bruit ambiant n'excède pas les niveaux en bande d'octave spécifiés dans la norme ISO 8253-1:2010 (F).

3.1.3.1 Étape 1 : mesure psychophysique de l'effet d'occlusion (méthode subjective)

La première étape consiste à réaliser la mesure psychophysique de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs. Pour chaque sujet, l'effet d'occlusion psychophysique a été déterminé à partir de trois mesures réalisées au cours d'une seule et même séance. Chaque mesure consiste à déterminer les seuils avec et sans protecteur. Les protecteur auditifs ont été inséré avec une profondeur de 10 mm par l'opérateur pour chaque mesure occlue.

Comme l'effet d'occlusion est maximal pour les fréquences inférieures à 1 kHz, les stimuli utilisés sont des sons purs à 250 et 500 Hz. Ils ont été présentés au sujet par l'intermédiaire d'un vibreur frontal Radioear™ (modèle B-81) couplé à la tête du sujet grâce à un bandeau élastique exerçant une force de pression d'environ 4000 N.

Les seuils avec et sans protecteur ont été déterminés par méthode ascendante. Pour chaque stimulus, la première présentation a été effectuée à un niveau de 30 dB(HL). Chaque fois que le sujet ne répondait pas à la stimulation, le niveau de stimulation a été augmenté par pas de 1 dB jusqu'à ce que le sujet réponde. Après la réponse, le niveau de stimulation a été diminué de 10 dB jusqu'à disparition de la réponse et une nouvelle série ascendante a été réalisée. Cette procédure a été répétée jusqu'à ce que trois réponses sur un maximum de cinq séries ascendantes se produisent à un même niveau.

Un modèle contrebalancé a été utilisé pour déterminer l'ordre des essais avec et sans protecteur, afin de réduire la probabilité que l'ordre des mesures ait une influence sur les résultats (voir tableau 3-1).

Tableau 3-1 : Modèle contrebalancé utilisé pour déterminer l'ordre des mesures psychophysiques (F : mesure avec protecteurs, O : mesure sans protecteur)

	Mesure #1	Mesure #2	Mesure #3	Mesure #4	Mesure #5	Mesure #6
Sujet #1	O	O	F	F	O	F
Sujet #2	O	O	F	O	F	F
Sujet #3	O	O	F	F	F	O
Sujet #4	O	F	O	F	O	F
Sujet #5	O	F	O	O	F	F
Sujet #6	O	F	O	F	F	O
Sujet #7	F	O	O	F	O	F
Sujet #8	F	O	O	O	F	F
Sujet #9	F	O	O	F	F	O
Sujet #10	F	F	O	O	F	O
Sujet #11	F	F	O	F	O	O
Sujet #12	F	F	O	O	O	F

3.1.3.2 Étape 2 : mesure physiologique de l'effet d'occlusion (méthode objective)

La deuxième étape consiste à réaliser la mesure physiologique de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs. L'effet d'occlusion physiologique est calculé avec la méthodologie que celle utilisée dans le protocole I, à savoir comme la différence moyenne entre les droites de régression linéaire calculées par la méthode des moindres carrés avec les amplitudes des PEASM obtenues avec et sans protecteur auditif. Un exemple de calcul est illustré sur la figure 3-2.

Comme l'état de vigilance d'un sujet peut moduler l'amplitude des réponses enregistrées avec une fréquence de modulation à 40 Hz, les sujets ont été invités à rester éveillé et à regarder un film sous-titré pendant les enregistrements des PEASM. Pendant toute l'expérience, l'expérimentateur a également maintenu un contact visuel avec le sujet à travers la vitre de la cabine audiométrique pour s'assurer que le sujet ne s'endormait pas. En effet, les sujets ont

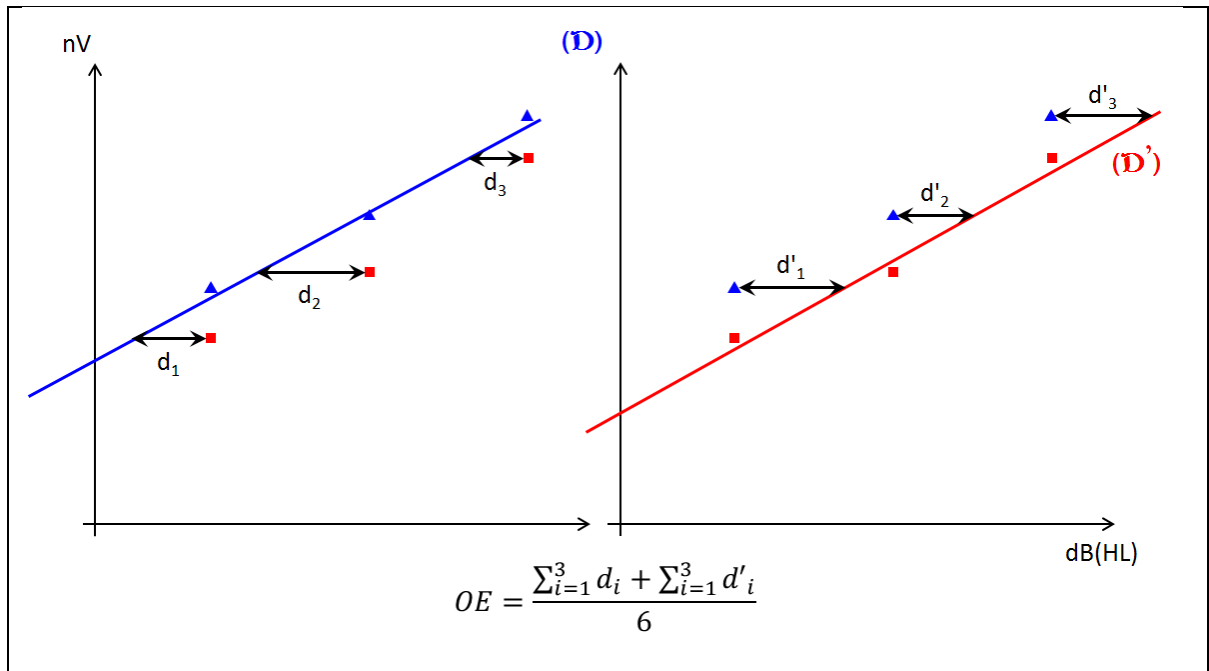


Figure 3-2 : Exemple de calcul de l'effet d'occlusion physiologique à partir de l'amplitude des PEASM variant en fonction du niveau de stimulation. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les droites de régressions linéaires, en trait plein, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés. L'effet d'occlusion est calculé à partir des distances entre les droites de régression linéaire et chaque point de mesure enregistré avec et sans protecteur auditif.

tendances à s'endormir lors de longs enregistrements. Dans le milieu de l'expérience, un café ou un thé a été fourni à tous les sujets qui ont indiqué qu'ils se sentaient fatigués.

Le logiciel M.A.S.T.E.R. développé à l'institut de recherche Rotman a été utilisé à la fois pour la génération des stimuli et pour l'enregistrement et l'évaluation des PEASM. Les fréquences porteuses et de modulation des deux stimuli ont été ajustées automatiquement par le logiciel pour qu'un nombre entier de cycles soit produit lors de chaque section d'enregistrement afin de permettre aux différentes sections d'être reliées ensemble sans artefact acoustique et d'être interchangeables en cas de rejet artefact. Par exemple, la fréquence de modulation de 40 Hz a été ajustée à 40,039 Hz. Toutefois, pour plus de simplicité de lecture, les fréquences des stimuli sont indiquées à la valeur entière la plus proche.

Les stimuli utilisés lors du recueil des PEASM sont des sons purs, modulée en amplitude avec une profondeur de modulation de 100% et en fréquence avec une profondeur de modulation de 25%. Les fréquences porteuses des stimuli sont de 250 et 500 Hz, chacune modulée à 40 Hz. Chaque stimulus a été amplifié en utilisant un audiomètre Interacoustic™ (modèle AC40) et présenté par l'intermédiaire d'un vibreur frontal Radioear™ (modèle B-81) couplé à la tête du sujet en position frontale grâce à un bandeau élastique exerçant une force de pression d'environ 4000 N. Les stimuli ont été calibrés en dB re:1µN correspondant à 0 dB(HL) au front (ANSI S3.6-2004) en utilisant un sonomètre Larson Davis™ (modèle 3000+) et une mastoïde artificielle Larson Davis™ (modèle AMC493B). Comme l'amplitude des PEASM n'augmente pas toujours de façon linéaire avec le niveau de stimulation, les PEASM ont été enregistrés avec trois niveaux de stimulation pour permettre une meilleure précision pour le calcul de l'effet d'occlusion physiologique. Les stimuli ont donc été présentés à 0, 10, et 20 dB(HL) pour les mesures à 250 Hz et à 20, 30, et 40 dB(HL) pour les trois mesures à 500 Hz. La polarité des stimuli a été inversée pour la moitié des 12 enregistrements effectués pour chaque condition, afin d'éliminer les artefacts de stimulation qui peuvent être présents dans le signal EEG lors du recueil de PEASM (les 6 premiers stimuli ont été présentés avec une phase de 0° et les 6 suivants ont été présentés avec un déphasage de 180°).

Le montage utilisé pour l'enregistrement des PEASM est illustré sur la figure 3-3. Les PEASM ont été recueillies en utilisant trois électrodes placées au vertex (Cz), sur la nuque (référence) et sur la clavicule (*ground*). Toutes les impédances inter-électrodes étaient en dessous de 3 kΩ à 10 Hz. Les PEASM ont été filtrés en utilisant un filtre passe-bande de 0,3 à 300 Hz (12 dB/octave) et amplifiés 50000x (10000x via l'amplificateur EEG GRASS Technologies LP511 et 5 fois via la carte National Instruments USB-6259). Toutes les données ont été collectées en utilisant un taux de conversion A/D de 1000 Hz. Un enregistrement de PEASM typique nécessite 39 minutes environ : 2 fréquences (250 Hz et 500 Hz) × 6 niveaux de stimulation différents (3 non-occlus et 3 occlus) × 12 enregistrements de 16,384 secondes. Pour minimiser les artefacts et autres interférences, les enregistrements contenant des signaux de plus de $\pm 90 \mu V$ ont été rejetées.

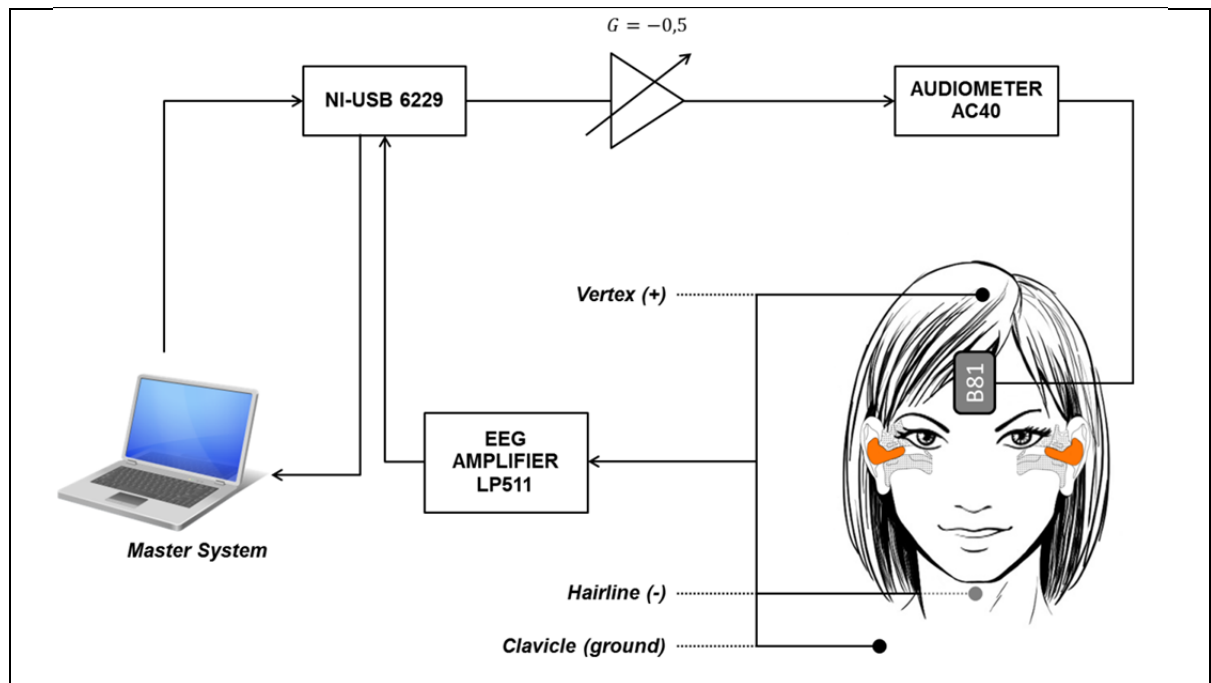


Figure 3-3 : Montage expérimental utilisé pour l'enregistrement des PEASM pour le protocole 2. Tous les appareillages sont contrôlés par un unique ordinateur portable. Les signaux de stimulation en provenance de la sortie DA de la carte d'acquisition NI-USB 6229 sont atténués par un amplificateur opérationnel monté en inverseur avec un gain de 0,5 afin de respecter le voltage maximum admissible sur l'entrée «CD» de l'audiomètre qui permet à l'opérateur de régler le niveau de stimulation délivré au sujet par l'intermédiaire d'un vibreur frontal. En parallèle, les PEASM sont recueillis à partir d'électrodes à cupules plaquées or (GRASS technologies) positionnées sur le cuir chevelu et sont ensuite amplifiés par un amplificateur EEG avant d'être transmis à l'entrée AD de la carte d'acquisition. Les données sont traitées en temps réel par l'intermédiaire du logiciel M.A.S.T.E.R.

Les PEASM recueillis ont été moyennés dans le domaine temporel et ensuite analysés en temps réel dans le domaine fréquentiel en utilisant une FFT. Les amplitudes sont exprimées en nanovolts (nV). Un test de Fisher est réalisé par le système M.A.S.T.E.R. pour évaluer la présence ou l'absence de réponse en comparant l'amplitude de la raie spectrale générée à la fréquence de modulation du stimulus et l'amplitude moyenne du bruit EEG calculée sur un intervalle de ± 10 Hz autour de la fréquence de modulation. Une réponse est considérée comme présente si $p < 0,05$ (les réponses non-significatives n'ont pas été prises en compte pour les calculs de l'effet d'occlusion physiologique et des droites de régression linéaire).

3.2 Présentation des résultats

La figure 3-4 présente, pour chaque sujet, l'amplitude des PEASM à 250 Hz en fonction du niveau de stimulation, enregistrée avec et sans protecteur. Les résultats obtenus à 500 Hz sont présentés sur la figure 3-5.

Les effets d'occlusion individuels et moyens calculés à partir des mesures psychophysiques (seuil) et des enregistrements physiologiques (PEASM) sont récapitulés dans le tableau 3-2.

L'histogramme de la figure 3-6 présente la comparaison des effets d'occlusions moyens calculés à partir des mesures psychophysiques (seuil) et des enregistrements physiologiques (PEASM).

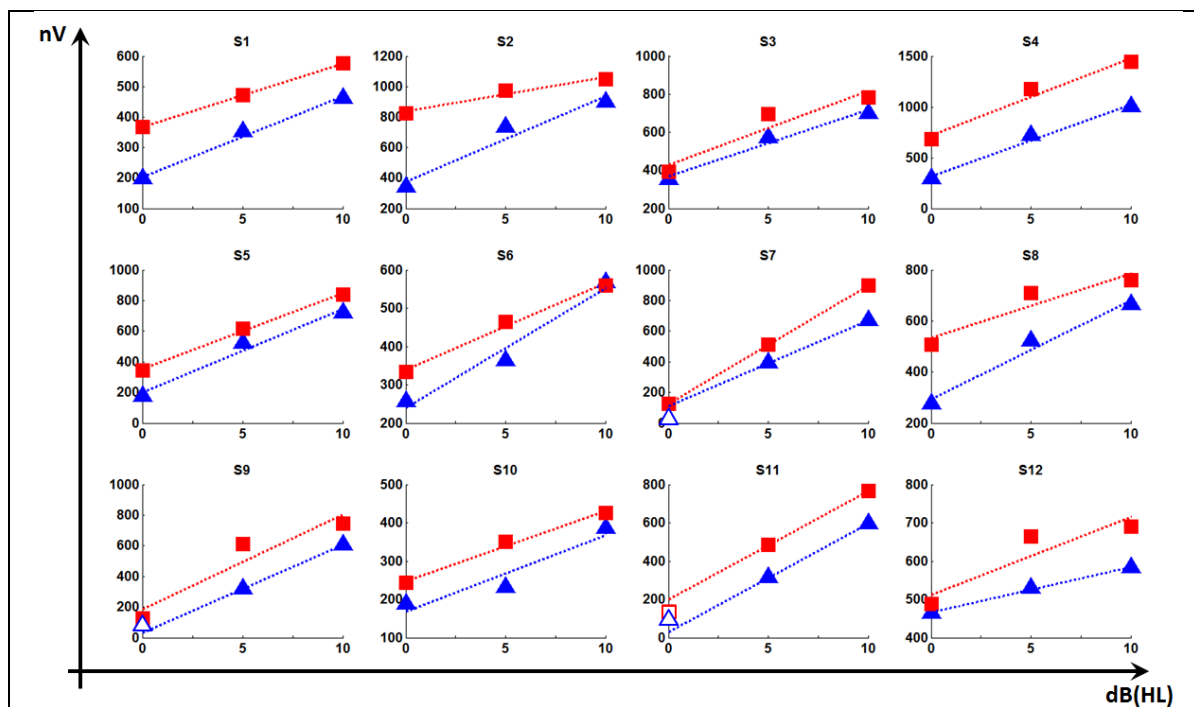


Figure 3-4 : Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 250 Hz en fonction du niveau de stimulation (dB(HL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les résultats non significatifs ont été indiqués par des marqueurs vides (Δ et □). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.

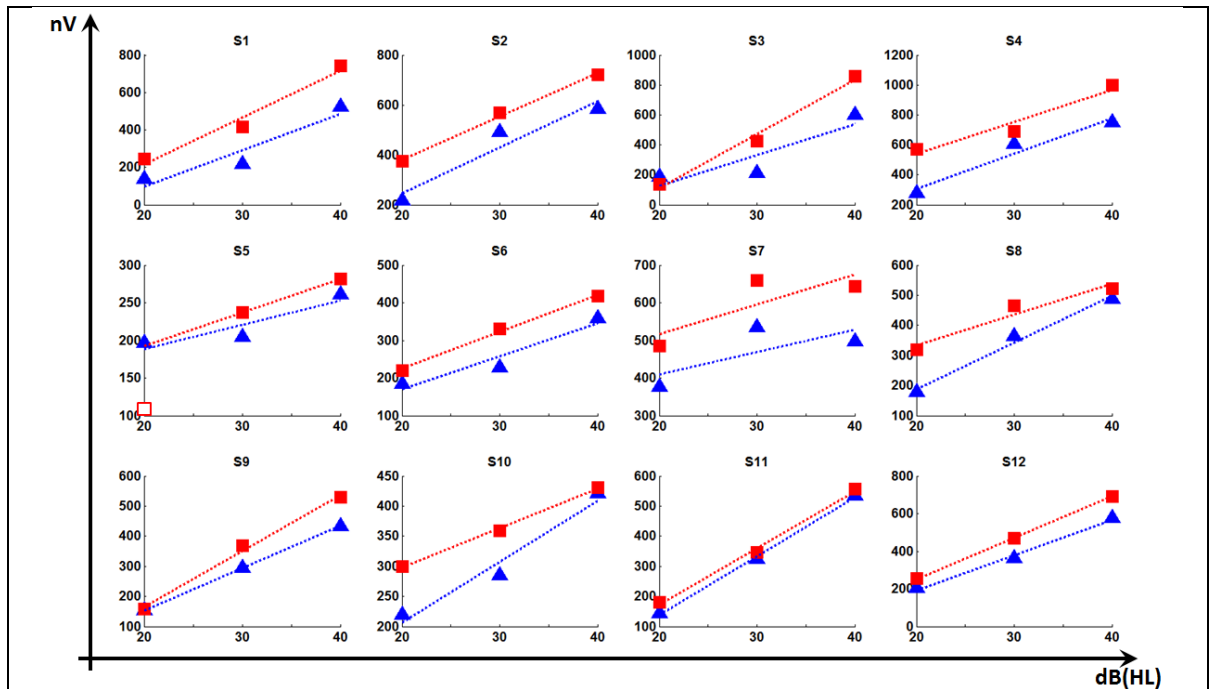


Figure 3-5 : Amplitudes (nV) des PEASM enregistrées à 500 Hz en fonction du niveau de stimulation (dB(HL)). Chaque graphique correspond à un sujet. Les résultats sans protecteur auditif sont représentés par les marqueurs bleus triangulaires (▲) et les résultats avec protecteurs auditifs sont représentés par les marqueurs rouges carrés (■). Les résultats non significatifs ont été indiqués par des marqueurs vides (Δ et □). Les droites de régressions linéaires, en pointillée, sont obtenues à partir d'une régression linéaire des moindres carrés.

Tableau 3-2 : Effets d'occlusion individuels obtenus avec les méthodes psychophysique et physiologique

		Résultats individuels												Moyenne	Écart type	Ic (95%)
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12			
250 Hz	EO physiologique (PEASM, objectif)	11,6	18,2	4,3	11,7	4,9	4,3	4,4	11,2	6,0	7,5	6,0	11,7	8,5	4,4	2,5
	EO psychophysique (seuil, subjectif)	5,3	17,3	9,3	18,3	7,0	3,0	16,3	14,7	10,7	21,7	17,3	16,3	13,1	5,9	3,4
500 Hz	EO physiologique (PEASM, objectif)	8,1	7,0	5,4	9,4	5,1	7,1	18,6	7,5	3,6	7,0	1,5	4,6	7,1	4,2	2,4
	EO psychophysique (seuil, subjectif)	-2,3	8,0	-1,7	6,3	-4,7	4,7	3,3	5,0	-4,0	-1,7	11,0	3,7	2,3	5,1	2,9

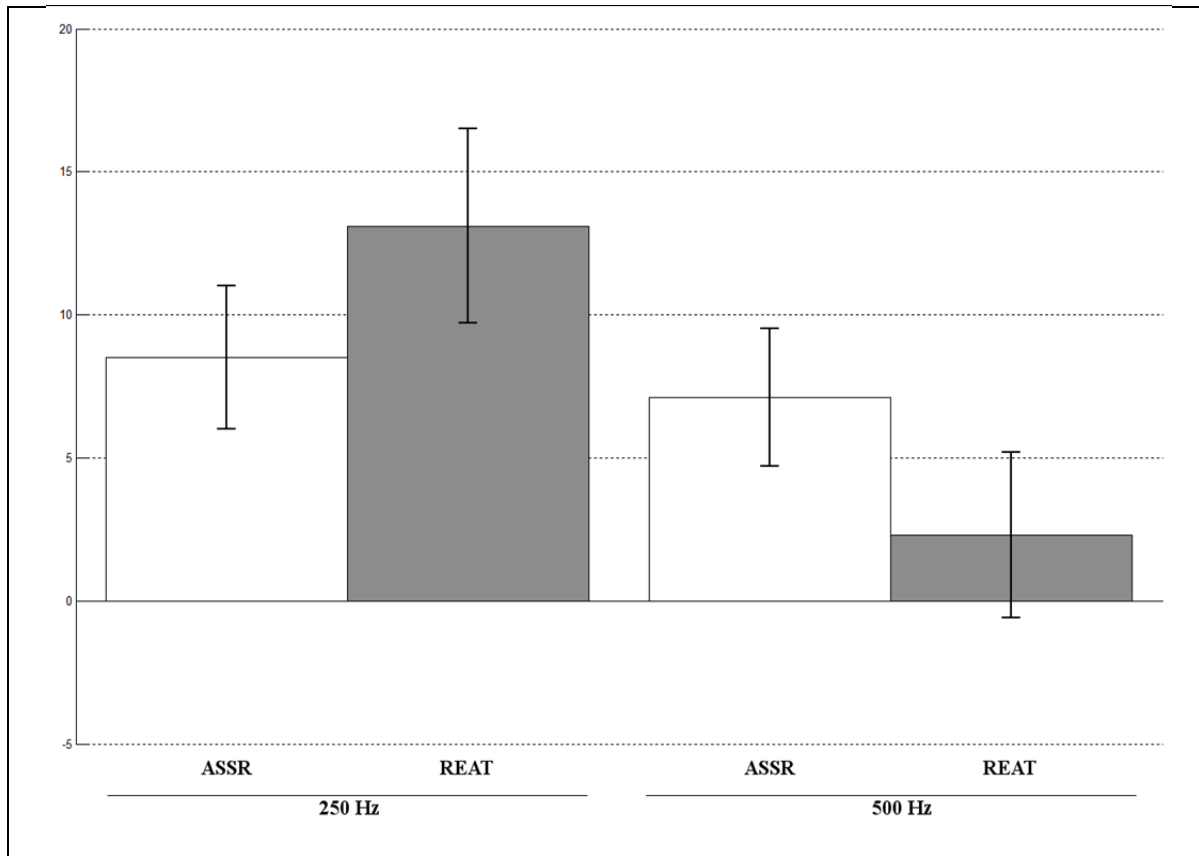


Figure 3-6 : Comparaison entre les effets d'occlusion moyens calculés à partir de la méthode psychophysique (seuil) et ceux calculés à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 250 Hz et à 500 Hz.

3.3 Interprétation des résultats

Comme l'attestent les figures 3-4 et 3-5, l'amplitude des PEASM augmente avec le niveau de stimulation (excepté pour le sujet S7 à 500 Hz au plus haut niveau de stimulation avec et sans protecteur auditif), ce qui est conforme avec ce qui est décrit dans la littérature et confirme la validité de la méthodologie utilisée pour l'enregistrement des PEASM.

Les résultats du tableau 3-2 et des figures 3-6 et 3-7 indiquent qu'à 250 Hz et à 500 Hz, l'effet d'occlusion physiologique calculé à partir des amplitudes des PEASM semble être significativement différent de celui calculé par l'intermédiaire de la méthode subjective au seuil de l'audition. Cette observation est confirmée par un test des rangs signés de Wilcoxon,

calculé via le logiciel R 3.1.0 (R Core Team 2014), qui rejette l'hypothèse nulle dans les deux cas ($p < 0,05$ à 250 Hz et à 500 Hz), ainsi que par un test d'équivalence TOST (*two-one-sided-test*, Schuirman, 1987) qui conclue que l'effet d'occlusion physiologique et psychophysique ne sont pas équivalents à ± 5 dB ($p > 0,05$ à 250 Hz et à 500 Hz).

À 500 Hz, pour 10 sujets sur 12 (83,3%), l'effet d'occlusion physiologique calculé à partir de l'amplitude des PEASM est plus élevé que celui calculé par l'intermédiaire de la méthode subjective au seuil de l'audition. Ce constat est en accord avec ce qui était attendu puisqu'en dessous d'1 kHz, l'effet de masquage induit par le bruit physiologique aux basses fréquences est source de biais pour les résultats obtenus par la méthode subjective puisqu'il y a surestimation des seuils de l'audition en basse fréquence lors du port de protecteurs auditifs.

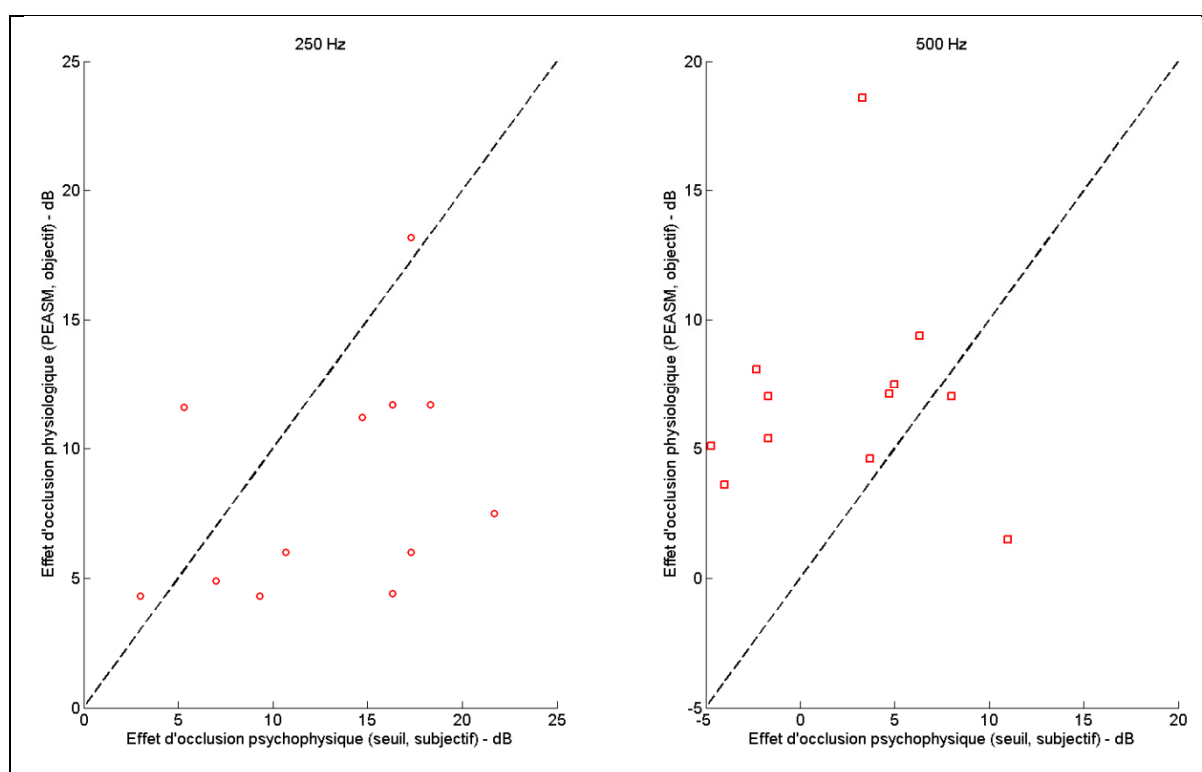


Figure 3-7 : Comparaison entre les effets d'occlusion individuels calculés à partir de la méthode psychophysique (seuil) et ceux calculés à partir d'enregistrements physiologiques (PEASM), à 250 Hz (○) et à 500 Hz (□). Chaque symbole représente un sujet. Si les deux méthodes étaient équivalentes, alors les résultats seraient distribués autour de la droite d'équation $y=x$, en pointillés.

À 250 Hz, les résultats obtenus sont en désaccord avec ce qui est attendu : pour 9 sujets sur 12 (75%), l'effet d'occlusion calculé à partir de l'amplitude des PEASM est plus faible que celui calculé par l'intermédiaire de la méthode subjective au seuil de l'audition. Plusieurs raisons peuvent expliquer ces résultats. Premièrement, à 250 Hz, le vibreur frontal B-81 est à la limite de son fonctionnement (saturation et distorsion des signaux importante au-dessus de 30 dB(HL)). Deuxièmement, à 250 Hz, le vibreur «vibre plus fort» et il y a une émission aérienne supérieure au seuil de l'audition. Les PEASM mesurés sans protecteur auditif sont donc générés par une stimulation par voie solide et par voie aérienne. Mais lorsque les sujets portent leurs protecteurs auditifs, la stimulation aérienne est fortement atténuée et les PEASM sont principalement générés par la stimulation par voie solide. Par conséquent, l'effet d'occlusion physiologique à 250 Hz est sous-estimé car les PEASM mesurés sans protecteur auditif sont surestimés.

3.4 Discussion et recommandations

Comme nous l'avons exposé dans la revue de littérature, les méthodes actuelles de mesures de l'effet d'occlusion sont limitées. Les méthodes objectives utilisant des mesures microphoniques intra-auriculaires ne tiennent pas compte de la transmission du son à la cochlée par conduction osseuse directe et les méthodes subjectives utilisant des mesures au seuil de l'audition sont biaisées à cause de l'effet de masquage aux basses fréquences induit par le bruit physiologique et sont sujettes à une forte variabilité à cause de la subjectivité de la réponse. La présente étude de faisabilité est une tentative pour surmonter les limitations des méthodes actuelles en utilisant des enregistrements de l'activité électrophysiologique avec et sans protecteur auditif pour mesurer l'effet d'occlusion.

Bien que plusieurs études mentionnent l'utilisation des PEASM pour déterminer les seuils de l'audition en conduction osseuse, cette étude est la première à explorer s'il est possible de mesurer objectivement l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs en utilisant les PEASM recueillis sur un même individu, avec et sans protecteurs. Les résultats obtenus démontrent que les PEASM peuvent être utilisés pour déterminer objectivement cet effet

d'occlusion : les résultats moyens obtenus à 500 Hz sur un groupe de 12 sujets rapportent une différence significative entre l'effet d'occlusion physiologique calculé à partir des amplitudes des PEASM et celui calculé par l'intermédiaire de la méthode subjective au seuil de l'audition, ce qui est en accord avec notre hypothèse initiale. Plusieurs recommandations peuvent être formulées sur la base de cette étude de faisabilité :

- 1) Les résultats présentés dans cette étude devraient être comparés avec ceux obtenus par l'intermédiaire de mesures microphoniques réalisées avec la méthode «*MIRE*» qui permettrait d'obtenir une mesure objective de l'effet d'occlusion présentant moins de variabilité que celle mesurée par la méthode «*REAT*».
- 2) Les résultats obtenus à 250 Hz sont en contradiction avec les résultats attendus car : (i) à 250 Hz le vibreur frontal B-81 est à la limite de son fonctionnement (saturation et distorsion des signaux), (ii) l'effet d'occlusion est sous-estimé à cause de la surestimation des PEASM enregistrés sans protecteur auditif. Des mesures complémentaires utilisant des stimuli moins basse-fréquence (par exemple, avec une fréquence porteuse de 315 Hz) pourraient permettre de vérifier la validité de ces hypothèses. Plusieurs solutions sont possibles pour résoudre ces problèmes à l'origine de cette contradiction. Tout d'abord, il serait possible de remplacer le B-81 par un vibreur frontal ou un pot vibrant plus fiable et moins bruyant en basse fréquence. Une autre solution serait de fournir des coquilles avec un grand volume au sujet lors des mesures sans protecteur, ce qui permettrait d'atténuer le rayonnement aérien du B-81 sans «ajouter» d'effet d'occlusion.
- 3) L'ensemble de la gamme fréquentielle a été réduite à deux fréquences porteuses (250 Hz et 500 Hz) à cause de la longue durée des expériences réalisées dans le cadre de ce protocole. L'utilisation de stimuli de type «bruit large bande» permettait d'obtenir des résultats sur une gamme fréquentielle plus étendue, tout en permettant également de diminuer la durée totale de l'expérience car il ne serait plus nécessaire de discrétiser la plage 125-1000 Hz en plusieurs stimuli.
- 4) Comme pour la précédente étude sur la mesure physiologique de l'atténuation, les résultats individuels obtenus suggèrent qu'il n'est pas recommandé de calculer l'effet d'occlusion physiologique avec moins de trois points pour chaque condition avec et sans

protecteur. Une étude approfondie avec plus de trois points devrait permettre de déterminer le nombre optimal de points.

- 5) Comme pour la précédente étude sur la mesure de l'atténuation par l'intermédiaire des PEASM, une étude exploratoire sur la variabilité intra-individuelle de cette méthode permettrait de conclure en ce qui concerne la possibilité d'utilisation des PEASM pour déterminer l'effet d'occlusion individuel. Une telle étude devrait inclure des évaluations de type «test-retest».
- 6) Finalement, des essais supplémentaires devraient être réalisés afin de vérifier si cette méthode est compatible avec d'autres types de protecteurs auditifs, tels que les coquilles.

CONCLUSION

L'objectif principal poursuivi par de ce projet de recherche était d'apporter une contribution à l'avancée des connaissances au sujet de l'atténuation et de l'effet d'occlusion induit par le port de protecteurs auditifs intra-auriculaires, pour optimiser l'évaluation de l'efficacité des protecteurs auditifs intra-auriculaires et donc améliorer, à terme, la protection des travailleurs de l'industrie. Cet objectif principal se déclinait en trois objectifs spécifiques :

- 1) Développer une nouvelle méthode objective de quantification de l'atténuation des protecteurs auditifs intra-auriculaires qui tienne compte de la conduction osseuse directe ET indirecte du son et qui ne soit pas influencée par l'effet de masquage induit aux basses fréquences par le bruit physiologique (protocole 1).
- 2) Développer une nouvelle méthode objective de quantification de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaires qui tienne compte de la conduction osseuse directe ET indirecte de la parole et qui ne soit pas influencée par l'effet de masquage induit aux basses fréquences par le bruit physiologique. La parole sera assimilée aux vibrations produites par les différentes structures solides du système phonatoire, qui seront modélisées par des stimulations effectuées par un vibreur frontal couplé à la tête du sujet (protocole 2).
- 3) Valider chaque protocole par l'intermédiaire de mesures réalisées sur sujets humains.

D'un point de vue scientifique, ce travail de thèse a permis de réaliser deux nouvelles méthodes innovantes pour mesurer objectivement l'atténuation et l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs intra-auriculaires par électroencéphalographie. Ces nouvelles méthodes de laboratoire fournissent des nouveaux outils qui pourraient permettre de mieux appréhender les chemins de conduction par voie osseuse et leurs impacts sur la mesure de l'effet d'occlusion.

D'un point de vue santé et sécurité au travail, les avancées présentées dans cette thèse pourraient aider à concevoir des protecteurs auditifs plus performants. En effet, si ces deux

nouvelles méthodes objectives étaient recommandées par les normes pour caractériser les protecteurs auditifs intra-auriculaires, elles pourraient permettre : (i) de mieux appréhender l'efficacité réelle de la protection auditive, (ii) de fournir une mesure de l'inconfort induit par l'occlusion du canal auditif lors du port de protecteurs. Fournir un protecteur auditif dont l'efficacité réelle est adaptée à l'environnement de travail et dont le confort permet de respecter le temps de port recommandé permettrait, sur le long terme, d'améliorer les conditions des travailleurs en minimisant le risque lié à la dégradation de leur appareil auditif.

Toutefois, un certain nombre d'étapes sont à effectuer pour arriver à atteindre cet objectif :

- Lever la contrainte matérielle à propos du vibreur frontal : à 250 Hz, il y a saturation et distorsion des signaux d'essai dès 30 dB(HL) avec le B-81. D'autre part, il n'est pas possible de stimuler en dessous de 250 Hz avec le B-81 ; il faudra donc envisager d'utiliser un autre modèle de vibreur frontal ou un pot vibrant pour pouvoir mesurer l'effet d'occlusion aux fréquences inférieures à 250 Hz. Pour s'affranchir du rayonnement aérien transmis par le vibreur frontal, il est recommandé d'utiliser des coquilles avec un grand volume pour ne pas surestimer les PEASM enregistrés sans protecteur auditif, et ce sans «ajouter» d'effet d'occlusion.
- Optimiser la méthodologie pour permettre d'avoir une durée de mesure moins longue. Par exemple, en déterminant le nombre d'enregistrements EEG nécessaires pour avoir un bon rapport signal sur bruit, ou en optimisant les stimuli pour en limiter leurs nombres.
- Valider ces méthodes avec une plage fréquentielle plus large.
- Valider ces deux méthodes de mesure sur un grand nombre de sujets.
- Valider ces deux méthodes de mesure sur différent type de protecteurs auditifs.

ANNEXE I

**TABLE DES NIVEAUX DE PRESSION ACOUSTIQUE AMBIANTS MAXIMAUX
ADMISSIBLES POUR DES TESTS AUDIOMÉTRIQUES EN CONDUCTION
AÉRIENNE**

Niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles par bande de tiers d'octave, L_{max} , pour l'audiométrie en conduction aérienne lorsque les écouteurs utilisés sont des écouteurs supra-auraux courants. Tiré d'ISO 8253-1:2010

Fréquence médiane des bandes de tiers d'octave Hz	Niveau de pression acoustique ambiant maximal admissible, L_{max} (Référence: 20 μ Pa) dB		
	Gamme de fréquences des sons d'essai		
	125 Hz à 8 000 Hz	250 Hz à 8 000 Hz	500 Hz à 8 000 Hz
31,5	56	66	78
40	52	62	73
50	47	57	68
63	42	52	64
80	38	48	59
100	33	43	55
125	28	39	51
160	23	30	47
200	20	20	42
250	19	19	37
315	18	18	33
400	18	18	24
500	18	18	18
630	18	18	18
800	20	20	20
1 000	23	23	23
1 250	25	25	25
1 600	27	27	27
2 000	30	30	30
2 500	32	32	32
3 150	34	34	34
4 000	36	36	36
5 000	35	35	35
6 300	34	34	34
8 000	33	33	33

NOTE — En utilisant les valeurs données, le niveau liminaire d'audition minimal à mesurer est de 0 dB avec une incertitude maximale de + 2 dB due au bruit ambiant. Si une incertitude maximale de + 5 dB due au bruit ambiant est admise, les valeurs ci-dessus peuvent être majorées de 8 dB.

ANNEXE II

TABLE DES NIVEAUX DE PRESSION ACOUSTIQUE AMBIANTS MAXIMAUX ADMISSIBLES POUR DES TESTS AUDIOMÉTRIQUES EN CONDUCTION OSSEUSE

Niveaux de pression acoustique ambiants maximaux admissibles par bande de tiers d'octave, L_{max} , pour l'audiométrie en conduction osseuse. Tiré d'ISO 8253-1:2010

Fréquence médiane des bandes de tiers d'octave Hz	Niveau de pression acoustique ambiant maximal admissible, L_{max} (Référence: 20 μ Pa) dB	
	Gamme de fréquences des sons d'essai	
	125 Hz à 8 000 Hz	250 Hz à 8 000 Hz
31,5	55	63
40	47	56
50	41	49
63	35	44
80	30	39
100	25	35
125	20	28
160	17	21
200	15	15
250	13	13
315	11	11
400	9	9
500	8	8
630	8	8
800	7	7
1 000	7	7
1 250	7	7
1 600	8	8
2 000	8	8
2 500	6	6
3 150	4	4
4 000	2	2
5 000	4	4
6 300	9	9
8 000	15	15

NOTES

- 1 En utilisant les valeurs données, le niveau liminaire d'audition minimal à mesurer est de 0 dB avec une incertitude maximale de + 2 dB due au bruit ambiant. Si une incertitude maximale de + 5 dB due au bruit ambiant est admise, les valeurs ci-dessus peuvent être majorées de 8 dB.
- 2 Il est difficile de mesurer des niveaux de pression acoustique inférieurs à 5 dB avec la plupart des modèles courants de sonomètres.

ANNEXE III

TABLE DE LA CALIBRATION DES STIMULI POUR CONDUCTION OSSEUSE

Reference equivalent threshold force levels for bone vibrators. Tiré d'ANSI S3.6-2004

Frequency Hz	Mastoid (dB re 1 μ N)	Forehead (dB re 1 μ N)	Forehead Minus Mastoid
250	67.0	79.0	12.0
315	64.0	76.5	12.5
400	61.0	74.5	13.5
500	58.0	72.0	14.0
630	52.5	66.0	13.5
750	48.5	61.5	13.0
800	47.0	59.0	12.0
1000	42.5	51.0	8.5
1250	39.0	49.0	10.0
1500	36.5	47.5	11.0
1600	35.5	46.5	11.0
2000	31.0	42.5	11.5
2500	29.5	41.5	12.0
3000	30.0	42.0	12.0
3150	31.0	42.5	11.5
4000	35.5	43.5	8.0
5000	40.0	51.0	11.0
6000	40.0	51.0	11.0
6300	40.0	50.0	10.0
8000	40.0	50.0	10.0
Speech	55.0	63.5	8.5

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aiken, S. J. et T. W. Picton. 2006. «Envelope following responses to natural vowels». *Audiol Neurotol*, vol. 11, p. 213-232.
- Aiken, S. J. et T. W. Picton. 2008. «Envelope and spectral frequency following responses to vowel sounds». *Hear Res*, vol. 245, p. 35-47.
- Akhoun, I. et collaborateurs 2008. «Speech auditory brainstem response (Speech ABR) characteristics depending on recording conditions, and hearing status: an experimental parametric study». *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 175, p. 196-205.
- Akhoun, I. et collaborateurs 2008. «The temporal relationship between speech auditory brainstem responses and the acoustic pattern of the phoneme /ba/». *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, p. 922-933.
- ANSI/ASA. 1974. Method for the measurement of real-ear protection of hearing protectors and physical attenuation of earmuffs, 1st edition. S3.19-1974 (R 1990). New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 61 p.
- ANSI/ASA. 1997. Methods for measuring the real-ear attenuation of hearing protectors, 1st edition. S12.6-1997 (R2008). New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 29p.
- ANSI/ASA. 2004. Specification for audiometers, 2nd edition. S3.6-2004. New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 66 p.
- Békésy, G. V. 1949. «The structure of the middle ear and the hearing of one's own voice by bone conduction». *J Acoust Soc Am*, vol. 21, n° 3, p. 217-232.
- Békésy, G. V. 1960. «Bone conduction». In *Experiments in hearing*, sous la dir. de E. G. Wever, pages 127-203. New York: McGraw-Hill.
- Berger, E. H. et J.E. Kerivan. 1983. «Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold». *J Acoust Soc Am*, vol. 74, p. 81-94.
- Berger, E. H. 1986. «Methods of measuring the attenuation of hearing protection devices». *J Acoust Soc Am*, vol. 79, p. 1655-1687.
- Berger, E. H. 1986. «Hearing protection devices». In *Noise & Hearing Conservation Manual*, sous la dir. de Berger, E. H., Ward, W.D., Morrill, J.C. et Royster, L.H., 4^{ème} édition, p. 319-382. Fairfax (Virginia, USA): American Industrial Hygiene Association.

- Berger, E. H. 1993. «The Naked Truth About NRRs». *E-A-RLog₂₀*.
- Berger, E. H. 2000. «Hearing Protection Device Utilization Around the World». *Spectrum*, vol.17, n° 1, p. 18.
- Berger, E. H. et J. E. Kerivan. 1983. «Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold». *J Acoust Soc Am*, vol. 74, p. 81-94.
- Berger, E. H., L. H. Royster, D. P. Driscoll et M. Layne. 2003. *The noise manual*, revised 5th edition. Fairfax (Virginia, USA): American Industrial Hygiene Association (AIHA) Press, 796 p.
- Berger, E. H., J. Voix, R. W. Kieper. 2007, «Methods of developing and validating a field-MIRE approach for measuring hearing protector attenuation». *Spectrum*, vol. 24, p. 21-22.
- Bevington, P. R. et D. K. Robinson. 2002. *Data Reduction and Error Analysis for Physical Sciences*, 3rd edition, McGraw-Hill (2002).
- Boettcher, F.A., E.A. Poeth, J.H. Mills, J.R. Dubno. 2001. «The amplitude-modulation following response in young and aged human subjects». *Hearing Research*, vol. 153, p. 32-42.
- Brummund, M. K., F. Sgard, Y. Petit, F. Laville, H. Nélisse. 2015. «An axisymmetric finite element model to study the earplug contribution to the bone conduction occlusion effect». *Acta Acust united Ac*, vol. 101, n°4, p. 775-788.
- Concha-Barrientos, M., D. Campbell-Lendrum et K. Steenland. 2004. *Occupational noise : Assessing the burden of disease from work related hearing impairment at national and local levels*. «coll.: Environmental Burden of Disease Series», n°9. Genève: World Health Organisation, 33 p.
- Cone-Wesson, B., R. C. Dowell, D. Tomlin, G. Rance et W. J. Ming. 2002. «The auditory steady-state response: comparisons with the auditory brainstem response». *J Am Acad Audiol*, vol. 13, p. 173-183.
- Dillon, H. 2000. «Hearing aid earmolds, earshells and coupling systems». In *Hearing aids*, p. 117-158. New York : Thieme.
- Dimitrijevic, A., M. S. John, P. Van Roon, T. W. Picton. 2001. «Human auditory steady state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude». *Ear Hear*, vol. 22, p. 100-111.
- Eaton, John W. 2010. Matlab, version 7.10.0.499. Logiciel. Natick (Ma.) : MathWorks.

- Etymotic Research. 26 novembre 1996. *Occlusion meter and associated method for measuring the occlusion of an occluding object in the ear canal of a subject*. Brevet US 5 577 511. En ligne. In US Patent & Trademark Office, Patent Full Text and Image Database. US Patent & Trademark Office. < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fnethtml%2FPTO%2Fsearchbool.html&r=5&f=G&l=50&col=AND&d=PTXT&s1=%22occlusion+meter%22&OS=%22occlusion+meter%22&RS=%22occlusion+meter%22> >. Consulté le 19 septembre 2015.
- Galbraith, G. C. et collaborateurs 1995. «Intelligible speech encoded in the human brain stem frequency-following response». *Neuroreport*, vol. 6, n° 17, p. 2363-2367.
- Gaudreau, M. A. et collaborateurs 2008. «État de l'art et perspectives sur la mesure des performances effectives des protecteurs auditifs en milieu de travail». *Revue internationale sur l'Ingénierie des Risques Industriels*, vol. 1, n° 1, p. 65-85.
- Girard, S., M. Picard, M. Courteau et collaborateurs 2007. *Le bruit en milieu de travail : une analyse des coûts pour le régime d'indemnisation*. «coll.: Rapport de recherche Direction Systèmes de soins et services», n°.712 Québec: Institut national de santé public du Québec. 43 p.
- Gorga, M. P., J. R. Kaminski, K. A. Beauchaine et W. Jesteadt. 1988. «Auditory brainstem responses to tone bursts in normally hearing subjects». *J Speech Hear Res*, vol. 31, n° 1, p. 87-97.
- Hager, L. et J. Voix. 2006. «Individual field fit testing of hearing protectors – an Field-MIRE approach». In American Society of Safety Engineers (ASSE). Seattle, WA.
- Hall, J.W. 1992. *Handbook of Auditory Evoked Responses*, Needham Heights: Allyn & Bacon. 871 p.
- Håkansson, B. 2003. «The balanced electromagnetic separation transducer: A new bone conduction transducer». *J Acoust Soc Am*, vol. 113, n° 2, p. 818-825.
- Hansen, M. O. 1997. *Occlusion effects : Part 1: Hearing aid users experiences of the occlusion effect compared to the real ear sound level*. Dept of Acoustic Technology, report n° 71, Technical University of Denmark, ISSN 1397-0542.
- Hansen, M. O. 1998. *Occlusion effects : Part 2: A study of the occlusion effect mechanism and the influence of the earmould properties*. Dept of Acoustic Technology, report n° 73, Technical University of Denmark, ISSN 1397-0548.
- Hansen, M. O. et M. R. Stinson. 1998. «Air conducted and body conducted sound produced by own voice». *Canadian Acoustics*, vol. 26, p. 11-19.

- Howell, P. 1985. «Auditory feedback of the voice in singing». In *Musical structure and cognition* sous la dir. de I. Cross et R. West, p. 259–286. London : Academic Press.
- ISO. 2002. Acoustics - determination of sound immission from sound sources placed close to the ear. Part 1: technique using a microphone in a real ear (MIRE technique). Standard 11904- 1:2002(E) Geneva, Switzerland.
- ISO. 2010. Acoustique – Méthodes d’essais audiométriques – partie 1 : audiométrie liminaire fondamentale à sons purs en conduction aérienne et en conduction osseuse, 2^{ème} ed. Norme internationale, 8253-1:2010(F). Genève, Suisse: Organisation internationale de normalisation, 31p.
- John, M. S., O. G. Lins, B. L. Boucher et T. W. Picton. 1998. «Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters». *Audiology*, vol. 37, n° 2, p. 59-82.
- John, M. S. et T. W. Picton. 2000. «Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: Phase and latency measurements». *Hear Res*, vol. 141, p 57-79.
- John, M. S. et T. W. Picton. 2000. «MASTER: a Windows program for recording multiple auditory steady-state responses». *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 61, p. 125-150.
- John, M. S., A. Dimitrijevic et T. W. Picton. 2002. «Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes». *Ear Hear*, vol. 23, p. 106-17.
- John, M. S., A. Dimitrijevic et T. W. Picton. 2003. «Efficient stimuli for evoking auditory steady-state responses». *Ear Hear*, vol. 24, p. 406–423.
- Johnson, K. L. et collaborateurs 2005. «Brain stem response to speech : a biological marker of auditory processing». *Ear and Hearing*, vol. 26, n° 5, p. 424-434.
- Killion, M.C. 1988. «The hollow voice occlusion effect». Pages 231-241.
- Killion, M.C., L. A. Wilber et G. I. Gudmundsen. 1988. «Zwislocki was right....». *Hearing instruments*, vol. 39, n° 1, p. 14-18.
- Kraus N., T. J. McGee, T. D. Carrell, S. G. Zecker, T. G. Nicol et D. B. Koch. 1996. «Auditory neurophysiologic responses and discrimination deficits in children with learning problems». *Science*, vol. 273, p. 971-973.
- Kraus, N., T. Nicol. 2009. «Auditory Evoked Potentials». In *Encyclopedia of Neuroscience*, sous la direction de M.D. Binder, N. Hirokawa et U. Windhorst, p. 214-218. Berlin (Allemagne) : Springer-Verlag.

- Lamarche, D., Aubin, J., Blouin, S., Provencher, J., Barbeau, A. 2014. «Statistiques annuelles 2014». Pdf disponible en ligne. 158 p.
< <http://www.csst.qc.ca/publications/200/Documents/DC200-1046web.pdf> >.
Consulté le 30 novembre 2015.
- Le Cocq, C., F. Laville et C. Gargour. 2010. «Subjective quantification of earplug occlusion effect using external acoustical excitation of the mouth cavity». *J Acoust Soc Am*, Vol. 128, n° 2, p. 763-770.
- Le Cocq, C. 2010. «Communication dans le bruit: perception de sa propre voix et réhaussement de la parole». Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal (Canada), 143 p.
- Lins, O. G., P. E. Picton et T. W. Picton. 1995. «Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80-110 Hz». *J Acoust Soc Am*, vol. 97, n° 5, p. 3051-3063.
- Lopes da Silva, F. et A. Van Rotterdam. 1982. «Biophysical Aspects of EEG and MEG Generation». In *Electroencephalography : Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, sous la dir. Lopes da Silva F. and Niedermeyer E., p. 15-26. Baltimore (Maryland, USA) : Lippincott Williams and Wilkins.
- Lundh, P. 1986. «Sound pressure in the ear with vented and unvented earmould». Technical Report 28-8-1, Oticon Electronics A/S.
- Martínez, L. F. 2012. «Can you hear me now? Occupational hearing loss, 2004-2010». *Monthly Labor Review*, vol. 135, n° 7, p. 48-55.
- Ménard, M. 2008. «Exploration objective de l'audition à partir des auditory steady state responses et adaptation à l'implant cochléaire». Thèse de doctorat, Université de Lyon, Lyon (France), 134 p.
- Ménard, M., S. Gallego, C. Berger-Vachon, L. Collet et H. Thai-Van. 2008. «Relationship between loudness growth function and auditory steady-state response in normal-hearing subjects». *Hear Res*, vol. 235, p. 105-13.
- Ménard, M., S. Gallego et L. Collet. 2004. «Auditory steady-state response evaluation of auditory thresholds in cochlear implant patients». *International Journal of Audiology*, vol. 43, n° 1, p. 39-43.
- Moore, J.K. 1987. «The human auditory brain stem as a generator of auditory evoked potentials». *Hearing Research*, vol. 29, p. 33-43.
- Naatanen, R. et T. W. Picton. 1987. «The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure». *Psychophysiology*, vol. 24, p. 375-425.

- Nélisse, H., M-A. Gaudreau, J. Boutin, F. Laville et J. Voix. 2010. *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail - Partie 1: Étude terrain*. «coll.: rapport technique de l'IRSST», n° R-662. Montréal: Institut de Recherche Robert Sauvé en Santé et Sécurité du travail, 106 p.
- Nélisse, H., C. Le Cocq, J. Boutin, J. Voix et F. Laville. 2013. «Comparison of subjective and objective methods for the measurements of hearing protector devices attenuation and occlusion effect». *J Acoust Soc Am*, vol. 19, p. 1-7.
- Nelson, I. N., R. Y. Nelson et M. Concha-Barrios. 2005. «The Global Burden of Occupational Noise-induced Hearing Loss». *American Journal of Industrial Medicine*, vol. 48, p. 446-458.
- NIOSH. 2010. Fact Sheet: Occupationally-Induced Hearing Loss. Publication No. 2010-136.
- OSHA. 1983. Occupational noise exposure: hearing conservation amendment; final rule. Occupational Safety and Health Administration, 29 CFR 1910.95; 48 Fed. Reg., 9738-9785.
- Picton, T. W., S. A. Hillyard, H. I. Kraus et R. Galambos. 1974. «Human auditory evoked potentials. I. Evaluation of components». *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 36, p. 179-90.
- Picton, T. W., M. S. John, A. Dimitrijevic et D. Purcell. 2003. «Human auditory steady-state responses». *International Journal of Audiology*, vol. 42, n° 4, p. 177-219.
- Picton, T. W., M. S. John. 2004. «Avoiding electromagnetic artifacts when recording auditory steady-state responses». *J Am Acad Audiol*, vol. 15, p. 541-554.
- Pörschmann, C. 2000. «Influences of bone conduction and air conduction on the sound of one's own voice». *Acta Acustica united with Acustica*, vol. 86, n° 6, p. 1038-1045.
- Purves, D. 2004. *Neuroscience*. Sunderland, Sinauer Associates, Inc.
- R Core Team. 2014. *R: A language and environment for statistical computing*. Version 3.1.0. Logiciel. Vienne (Autriche) : R Foundation for Statistical Computing.
- Rance, G., R.C. Dowell, F. W. Rickards, D. E. Beer et G. M. Clark. 1998. «Steady-state evoked potential and behavioral hearing thresholds in a group of children with absent click-evoked auditory brain stem response». *Ear Hear*, vol. 19, p. 48-61.
- Reinfeldt, S. et collaborateurs 2007. «Examination of bone-conducted transmission from sound field excitation measured by thresholds, ear-canal sound pressure, and skull vibrations». *J Acoust Soc Am*, vol. 121, p. 1576-1587.

- Richard, C., A. Jeanvoine, E. Veuillet, A. Moulin et H. Thai-Van. 2010. «Exploration électrophysiologique des voies auditives sous-corticales chez l'humain : du clic au son de Parole». *Clinical Neurophysiology*, vol. 40, p. 267-279.
- Schuirmann, D. J. 1987. «A comparison of the two one-sided tests procedure and the power approach for assessing the equivalence of average bioavailability». *Journal of Pharmacokinetics and Biopharmaceutics*, vol. 15, n° 6, p. 657-680.
- Small, S. A et D. R. Stapells. 2006. «Multiple auditory steady-state response thresholds to bone-conduction stimuli in young infants with normal hearing». *Ear & Hearing*, vol. 27, p. 219-228.
- Smith, A. 2004. «The fifteenth most serious health problem in the WHO perspective». Présenté à l'IFHOH *World Congress*. Helsinki (Finlande).
- Stapells, D.R., R. Galambos, J.A. Costello, S. Makeig. 1988. «Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants». *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*, vol. 71, p. 289-295.
- Stapells, D.R. 2000. «Threshold Estimation by the Tone Evoked Auditory Brainstem Response : A Litterature Meta-Analysis». *J. Speech-Lang. Path & Audiology*, vol. 24, n° 2, p. 74-83.
- Stapells, D.R. 2002. «The tone evoked ABR: why it is the measure of choice for young infants ?». *The Herring Journal*, vol. 55, n° 11, p. 14-18.
- Stenfelt, S. et S. Reinfeldt. 2007. «A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation». *Int J Audiol.*, vol. 46, p. 595-608.
- Stenfelt, S., T. Wild, N. Hato et R. L. Goode. 2003. «Factors contributing to bone conduction : the outer ear». *J Acoust Soc Am*, vol. 113, n° 2, p. 902-913.
- Tonndorf, J. 1972. «Bone Conduction». In *Foundation in Modern Auditory Theory II*, sous la dir. de Tobias, J.V., vol. 2, p. 195-237. New York: Academic Press.
- Valentin, O. et F. Laville. 2013. «Est-il possible de mesurer l'atténuation des protecteurs auditifs grâce aux potentiels évoqués auditifs ?». *Travail et Santé*, vol. 29, n° 1, p. 23.
- Valentin, O., M.S. John et F. Laville. 2014. «Measurement of hearing-protector attenuation using auditory steady state responses». Présenté au 167th *biennial meeting of the Acoustical Society of America*. Providence (USA).
- Valentin, O., M.S. John et F. Laville. 2014. «Use of auditory steady-state responses in measuring the attenuation of hearing protection devices». Présenté à *Acoustics Week in Canada 2014*. Winnipeg (Canada).

- Valentin, O., M.S. John et F. Laville. 2014. «Use of auditory steady-state responses in measuring the attenuation of hearing protection devices». *Canadian Acoustics - Acoustique Canadienne*, vol. 42, n° 3, p. 96-97.
- Valentin, O. et F. Laville. 2015. «Use of auditory steady-state responses in measuring the occlusion effect of hearing protection devices». Présenté à *Acoustics Week in Canada 2015*. Halifax (Canada).
- Valentin, O. et F. Laville. 2015. «Use of auditory steady-state responses in measuring the occlusion effect of hearing protection devices». *Canadian Acoustics - Acoustique Canadienne*, vol. 43, n° 3, p. 80-82.
- Van Maanen, A. et D. R. Stapells. 2005. «Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults». *Int J Audiol*, vol. 44, p. 613-624.
- Viemeister, N. F. et S. P. Bacon. 1988. «Intensity discrimination, increment detection, and magnitude estimation for 1-kHz tones». *J Acoust Soc Am*, vol. 84, p. 172-178.
- Viemeister, N.F. 1983. «Auditory intensity discrimination at high frequencies in the presence of noise». *Science*, vol. 221, p. 1206-1208.
- Vigneault, J. P. 2007. «Pour un meilleur support de la recherche au plan d'action 2006-2008 du réseau de santé publique en santé au travail». Présenté au *colloque sur la recherche sur le bruit en milieu de travail*. Montréal (Canada).
- Voix, J. 2006. «Mise au point d'un bouchon d'oreille «intelligent»». Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal (Canada), 223 p.
- Voix, J. et F. Laville. 2009. «The objective measurement of individual earplug field performance». *J Acoust Soc Am*, vol. 125, p. 3722-3732.
- Voix, J. et F. Laville. 2009. «Prediction of the attenuation of a filtered custom earplug». *Applied Acoustics*, vol. 70, p. 935-944.
- WHO, World Health Organization. Guidelines for community noise. Edited by B. Berglund, T. Lindvall, and DH Schwela, 1999.
- Wilde, G. L. et L. E. Humes. 1987. «Measurement of the attenuation characteristics of nonlinear hearing protective devices using the auditory brain stem response». *J Acoust Soc Am*, vol. 81, p. 730-733.
- Wimmer, V. H. 1986. «The occlusion effect from earmoulds». *Hearing Instruments*, vol. 37, n° 19, p. 57-58.

- Zera, J., K. Kochanek, A. Pilka, et R. Mlynski. 2007. «Attenuation of hearing protectors assessed by auditory brainstem response». Présenté au *First European Forum on Efficient Solutions for Managing Occupational Noise Risks in Noise at Work*. Lille (France).
- Zwicker, E. et B. Scharf. 1965. «A Model of Loudness Summation». *Psychol Rev*, vol. 72, p. 3-26.