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 MÉCANIQUE
Ph. D.

PAR
Marc-André GAUDREAU

MESURE F-MIRE EN CONTINU DE L'ATTÉNUATION DES PROTECTEURS AUDITIFS : EXPÉRIMENTATION TERRAIN ET MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS

MONTRÉAL, LE 7 JUILLET 2016

Marc-André Gaudreau, 2016

Cette licence Creative Commons 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. Hugues Nélisse, codirecteur de thèse
Direction scientifique à l'institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail

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

M Zhaoheng Liu, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Raymond Panneton, examinateur externe
Département de génie mécanique, Faculté des sciences appliquées, Université de Sherbrooke

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

LE 28 AVRIL, 2016

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

À Émery et Hubert, mes deux amours, qui n'ont pas vu le début de ce projet, mais qui heureusement en voient la fin…

Merci à l'IRSST, au FQRNT et au CRSNG, organismes subventionnaires qui ont participé à la réalisation de mes recherches, leur support est essentiel et permet de maintenir le niveau d'excellence des recherches en ingénierie. Merci à l'équipe de l'ÉREST qui investit beaucoup d'efforts pour supporter les étudiants s'impliquant en SST, c'est grandement apprécié. Merci aussi au Cégep de Drummondville, particulièrement aux R-H, pour leur support et leur compréhension dans cette longue aventure.

Merci à Frédéric Laville sans qui cette aventure n'aurait jamais commencé, mais sans qui aussi, elle ne se serait jamais terminée. Merci pour son support indéfectible, même durant les multiples tempêtes qui ont jonché mon parcours doctoral.

Merci à Hugues Nélisse et à Franck Sgard de l'IRSST, qui se sont impliqués sans compter et dont les étoiles serviront encore longtemps, j'espère, à m'orienter. Merci aussi à Jérôme qui, dans sa rigueur, m'aura appris à travailler de la bonne façon.

Merci à Jérémie Voix, partenaire des premières heures, personne aux 1000 ressources et ami.

Merci à l'équipe d'étudiants gradués du local 2215 qui ont passé au fil des années. Jean-Pierre Arz, Guilhem Viallet, Martin Brummund, Cécile Lecocq, Béchir Badri, Sun Yulan, David Pallesi et Sylvain Boyer. Compagnons d'armes, Merci.

Merci à mon extraordinaire équipe de travail en TGM au Cégep de Drummondville : Claude, Daniel, Louis-Philippe, Éric, Douglas, Michèle et Yan, j'aime travailler avec vous.

Merci à Mylène Fernet d'avoir cru en moi et de m'avoir poussé à me lancer dans cette folle aventure.

Sans amour, l'étincelle ne vient point… merci à ma famille : Mado, Jean-Marc, Chantal. Et en dernier, à Jade.

MESURE F-MIRE EN CONTINU DE L'ATTÉNUATION DES PROTECTEURS AUDITIFS : EXPÉRIMENTATION TERRAIN ET MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS

Marc-André GAUDREAU

RÉSUMÉ

L'usage des protecteurs auditifs est répandu comme moyen de protéger les travailleurs en milieu bruyant, mais, une question quant à leur usage mérite d'être posée : « Est-ce que le travailleur bénéficie en tout temps d'une protection aussi efficace que celle annoncée lors des mesures normalisées? ». Pour répondre à cette question, deux objectifs ont été poursuivis : (1) le développement d'une méthode de mesure terrain en continu de la protection auditive d'un travailleur (2) le développement d'un modèle par éléments finis (FEM) de la transmission sonore à travers un protecteur auditif de type coquille et de la mesure de l'atténuation pour améliorer cette dernière.

Pour atteindre le premier objectif, une méthode nommée F-MIRE (field-microphone-in-real-ear) en continu a été développée. Le système de mesure consiste en un doublet microphonique, relié par fils à un enregistreur portatif stéréo. La différence entre les 2 voies (microphones externe et interne) se nomme l'affaiblissement sonore mesuré, NR^* (measured noise reduction). Des résultats obtenus pour des serre-tête et bouchons moulés sur 24 travailleurs dans 8 entreprises différentes sont présentés et discutés. Les signaux sont ensuite analysés pour obtenir différents indicateurs utiles. Des indicateurs tels les niveaux d'exposition ambiants, les niveaux protégés, les valeurs d'affaiblissements des protecteurs peuvent être obtenus en fonction du temps et de la fréquence. Un indice d'atténuation « terrain » est développé et comparé avec l'indice d'atténuation recommandé dans la norme ANSI S12.68 (2007). Plusieurs observations sont faites sur la protection pour les protecteurs et sujets étudiés : i) conformément à ce qu'on retrouve dans la littérature, les valeurs de protection sont inférieures à celles affichées par les manufacturiers (mesurées en laboratoire), ii) pour un travailleur donné, la protection varie de façon significative en fonction du temps lors d'un quart de travail, iii) la protection peut varier beaucoup d'un travailleur à l'autre,

mais aussi d'une oreille à une autre pour un travailleur donné, iv) l'indice d'atténuation développé montre une forte dépendance au contenu fréquentiel du bruit ambiant mettant bien en relief la faiblesse de protecteurs en basses fréquences et l'importance de bien connaitre le bruit ambiant pour faire un choix judicieux de protecteurs auditifs.

Pour atteindre le second objectif, un modèle FEM du système tête/protecteur soumis à un champ sonore directif a été développé et validé. Cet objectif provient d'un constat réalisé lors de l'élaboration de la méthode de mesure qui montre une grande variation du NR^* en fonction de l'angle d'incidence de la source sonore, de l'ordre de 20dB par bande de fréquence tiers d'octave. Afin de valider le modèle, un protocole de mesures a été élaboré où une source sonore tourne, dans un plan horizontal, autour d'une tête de mesures artificielle instrumentée d'une coquille EAR-1000 (3M). En ce qui concerne le niveau du microphone externe ainsi que le NR^*, le modèle démontre une excellente précision avec les mesures pour les fréquences sous 1000Hz. Au-dessus de 1600Hz, la précision décroit avec l'augmentation en fréquence. En ce qui concerne la variation du NR^* en fonction de l'angle d'incidence, le modèle montre sa capacité à prendre en charge ce phénomène. Afin d'illustrer le potentiel du modèle à aider à l'amélioration de la méthode F-MIRE en continu, le modèle est utilisé pour déterminer la position optimale du microphone externe qui, pour la coquille modélisée, est le centre de la surface de la coquille. Plusieurs améliorations au modèle sont proposées concernant l'arceau de la coquille, la source sonore, le coussin, le couplage entre le coussin et la coquille et la caractérisation des matériaux.

Mots clés : F-MIRE, F-MIRE en continu, Mesure de l'atténuation terrain, HPD, NRR, Protection auditive, FEM, transmission acoustique, Diffraction reliée à la tête, PML

CONTINUOUS F-MIRE MEASUREMENT OF HEARING PROTECTORS' ATTENUATION: FIELD MEASUREMENTS AND FEM MODEL

Marc-André GAUDREAU

ABSTRACT

While hearing protectors devices (HPD) are widely used to protect workers from noisy environments, a question still needs being asked: "How well is a worker protected during his work shift, compared to the protection written on the label of his HPD ?" In order to answer this question, two main objectives were developed: (1) a field measurement method was developed and tested and (2) a numerical model was developed and validated to improve the measurement method.

To meet the first main objective of the thesis, a field measurement system was developed. It consists of a microphone doublet that records simultaneously the external and the internal sound pressure of the HPD. The method is called continuous F-MIRE (Field- Microphone-in-real-ear) and the difference between the 2 microphones is called measured noise reduction (NR^*). Results for earmuffs and custom molded earplugs on 24 workers in 8 different work environments are presented. The signal processing from in-house routines give useful indicators like : exposed levels, protected levels, NR*. Indicators are presented as a function of time or frequency. A field attenuation index was developed and compared to standard attenuation (ANSI S12.68 (2007)). Several observations are made about field attenuation measured: (i) as found in the literature, field attenuation values are lower than labeled, for a given worker, (ii) attenuation vary considerably as a function of time during his work shift, (iii) attenuation vary between two workers with the same type of protector, but also between the two ears of the same worker, (iv) the field attenuation index developed for this research has a strong dependence to the frequency content showing how poor the attenuation is at low frequency and how important it is to know the type of noise field the worker will be in to choose the right HPD for him. Finally, research perspectives are given to improve the method.

The second main objective of this thesis is to develop and validate a numerical model of an earmuff coupled to an ATF (acoustical test fixture) that will allow studying different indicators influencing the precision of the method. This objective comes from a finding during the development of the measurement method that NR^* varies, up to 20dB per third of octave band, as a function of the sound source incidence. The finite element (FE) model of the earmuff/ATF, that takes into account the scattering made by the geometry of interest, is excited by a plane wave of various incidence angle. To validate the model, a measurement protocol was developed where a sound source revolves in a horizontal plane around an instrumented earmuff on an ATF. The earmuff of interest is an EAR-1000 (3M). Regarding the evaluation of the external microphone SPL and of the NR^*, the model correlates very well with measurements for frequencies below 1250Hz whatever the sound incidence. Above 1600 Hz, the FE model captures the trends, as a function of the incidence angle, but the agreement generally decreases with increasing frequency. A better correlation between the FE model and the experimental data is achieved for the variation of NR* as a function of the sound incidence. Actions such as accounting for the headband in the model, refining the modeling of the sound source, improving the cushion modeling and better describing the backplate/cushion coupling are suggested to improve the accuracy of the model. To illustrate the potential of the model to improve the continuous F-MIRE measurement method, the FE model is used to determine an optimal position of the external microphone and to obtain estimates of exposure levels using the left and right ear exterior microphones.

Keywords: F-MIRE, Continuous F-MIRE, field attenuation, NRR, Hearing protection; HPD, Sound attenuation, FEM, Acoustic transmission, Head related sound scattering, Directive sound field, PML;

TABLE DES MATIÈRES

Page

INTRODUCTION 1
0.1 Mise en contexte 1
0.2 Problématique de recherche 2
0.2.1 Problématique reliée à l'usage des protecteurs auditifs 3
0.2.2 Problématique d'une surévaluation de la protection due à la certification des protecteurs 4
0.2.3 Problématique reliée aux études de mesures terrain 7
0.2.4 Problématique associée aux facteurs influençant la protection auditive 9
0.2.4.1 Le temps de port des protecteurs : un facteur critique 9
0.2.4.2 La formation (« training ») au bon positionnement des protecteurs et autres facteurs 10
0.2.4.3 Le confort et la protection auditive 11
0.2.4.4 La surprotection 12
0.2.4.5 L'usure des protecteurs et autres facteurs aggravants 13
0.2.5 Problématique reliée à la variation de l'atténuation mesurée en fonction de l'angle d'incidence de la source 13
0.3 Objectifs de la thèse 14
0.3.1 Premier objectif principal : Développement et validation d'une méthode de mesure terrain 14
0.3.2 Deuxième objectif principal : Développer un modèle numérique du système tête/protecteur, pour l'étude des différents facteurs liés à la méthode de mesure proposée, en vue d'une optimisation de celle-ci. 15
0.4 Méthodologie et organisation de la thèse 15
0.5 Publications des résultats 17
0.5.1 Articles dans des revues internationales avec comité de lecture; 17
0.5.2 Article dans une revue canadienne avec comité de lecture; 18
0.5.3 Présentations dans des conférences avec comité de lecture; 18
0.5.4 Conférences à titre de conférencier invité; 19
0.5.5 Rapports de projet; 20
0.5.6 Posters. 20

CHAPITRE 1 ÉTAT DE L'ART 21
1.1 État de l'art sur les méthodes de mesure terrain 21
1.1.1 Méthodes de mesure subjectives 23
1.1.1.1 REAT 23
1.1.1.2 Équilibrage de la sonie (Loudness balance) 25
1.1.2 Méthodes de mesure objectives 26
1.1.2.1 F-MIRE 26
1.1.2.2 DPOAE (Distortion product otoacoustic emission) 30

1.1.2.3 Évaluation audiologique des potentiels évoqués du tronc cérébral (ABR pour « Auditory brainstem response ») 32
1.1.3 Perspectives axée sur la prise de mesure en continu..... 32
1.1.3.1 Mesures en continu par dosimétrie 33
1.1.3.2 Mesure fréquentielle de l'atténuation, en continu..... 35
1.1.3.3 Mesure de l'atténuation basée sur l'analyse de l'enregistrement en continu des signaux microphoniques temporels. 36
1.1.4 Conclusion de l'état de l'art sur les méthodes de mesures terrain 37
1.2 État de l'art sur la méthode F-MIRE.....38
1.2.1 Définition des grandeurs mesurées avec la méthode F-MIRE..... 39
1.2.2 Imprécision attendue des résultats terrain..... 42
1.3 État de l'art sur les modèles FEM en lien avec la variation du NR^* en fonction de l'angle d'incidence de la source.....44

CHAPITRE 2 DÉVELOPPEMENT DE LA MÉTHODE DE MESURE TERRAIN.....47
2.1 Principe de la mesure.....50
2.2 Le doublet microphonique 53
2.3 Description des microphones.....54
2.4 Description du système d'enregistrement.....55
2.5 Instrumentation des bouchons.....56
2.6 Instrumentation des coquilles 58
2.7 Système de mesure complet.....59
2.8 Facteur de correction du tube de mesure 61

CHAPITRE 3 MESURES EN MILIEU DE TRAVAIL 65
3.1 Sélection des entreprises.....65
3.2 Sélection des candidats 66
3.3 Déroulement des mesures 68
3.3.1 Préparation de l'équipement 68
3.3.2 Calibration des microphones..... 68
3.3.3 Rencontre d'introduction avec les travailleurs 68
3.3.4 Installation de l'équipement sur les travailleurs 69
3.3.5 Pause-midi..... 69
3.3.6 Fin du quart de travail et des mesures..... 69

CHAPITRE 4 RÉSULTATS ET ANALYSE DES MESURES TERRAIN 71
4.1 Analyse des fichiers temporels 71
4.1.1 Ajustement des sensibilités (phase de calibration) 72
4.1.2 Calculs des fonctions de densité d'autospectre et de spectre croisé 73
4.1.3 Calcul des indicateurs 74
4.2 Principaux indicateurs utilisés 75
4.2.1 Fonction de transfert (H0 à H3)..... 76
4.2.2 Facteur de compensation..... 78
4.2.2.1 Compensation des bouchons..... 78
4.2.2.2 Compensation des coquilles..... 79

4.2.2.3 Valeurs de compensation utilisées 80
4.2.3 Filtres de pondération 80
4.2.3.1 Pondération « A » ($W(f) = A(f)$) 81
4.2.3.2 Pondération « C » ($W(f) = C(f)$) 81
4.2.4 Niveaux de pression mesurés 82
4.2.4.1 Spectre de niveaux (avec ou sans pondération) 83
4.2.4.2 Niveau global (avec ou sans pondération) 83
4.2.5 Balance spectrale 83
4.2.6 Indices d'affaiblissement 85
4.2.6.1 Valeurs d'affaiblissement sonore 85
4.2.6.2 Calcul des indices d'affaiblissement 85
4.2.6.3 Valeurs d'affaiblissement des manufacturiers 87
4.3 Résultats 89
4.3.1 Niveaux d'exposition et balance spectrale 89
4.3.2 Indices d'affaiblissement 92
4.3.2.1 Usines #6 et #7- Serre-têtes Peltor H7A 93
4.3.2.2 Niveaux d'exposition moins élevés – Usine #2 et #3 97
4.3.2.3 Usines #4 et #5 – Bouchons moulés 100
4.3.2.4 Usines #8 – Niveaux de bruit très élevés 103
4.3.3 Valeurs d'affaiblissement en fonction de la fréquence 108
4.3.3.1 Travailleurs #13 et #15 – usine #6 109
4.3.3.2 Travailleurs #16 et #17 – usine #7 112
4.3.3.3 Travailleurs avec bouchons moulés 115
4.3.3.4 Travailleurs de l'usine #8 – niveaux ambiants élevés 118
4.4 Conclusions 122
4.4.1 Constats 123
4.4.2 Perspectives 125
4.4.2.1 Facteurs de compensation. 125
4.4.2.2 Niveaux protégés. 126
4.4.2.3 Traitement de signal et détection d'évènements dans le temps 126
4.4.2.4 Échantillons plus grands 126
4.4.2.5 Autres types de protecteurs 127
4.4.2.6 Analyse des mesures en temps réel. 127
4.4.2.7 Appareillage de mesure de type « commercial ». 127

CHAPITRE 5 DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN MODÈLE FEM, TENANT COMPTE DE LA VARIATION DE L'ATTÉNUATION MESURÉE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE DE LA SOURCE 129
5.1 Développement du modèle FEM 129
5.2 Protocole de laboratoire pour mesurer NR^* en fonction de l'angle d'incidence de la source 137
5.3 Validation du modèle FEM 139
5.4 Conclusions sur le modèle FEM 148

CHAPITRE 6 POSITION OPTIMALE DES MICROPHONES SUR UNE COQUILLE POUR LA MESURE F-MIRE EN CONTINU 151
6.1 Définition de la position optimale pour les micros de la méthode F-MIRE en continu. 151
6.2 Application du modèle FEM pour déterminer la position optimale pour le microphone externe 152
6.3 Méthode binaurale pour l'estimation du niveau d'exposition 154

CHAPITRE 7 CONCLUSION 157
7.1 Bilan des travaux 157
7.1.1 Objectif 1 : Développement et validation d'une méthode de mesures terrain objective 157
7.1.1.1 Sous-objectif 1.1 : développement de la méthode (Chapitre 2) 157
7.1.1.2 Sous-objectif 1.2 : Campagne de mesures terrain (Chapitre 3) 158
7.1.1.3 Sous-objectif 1.3 : Analyse des résultats (Chapitre 4) 158
7.1.2 Objectif 2 : Développement d'un modèle numérique, prenant en compte l'incidence de la source sonore, afin d'améliorer la méthode de mesure F-MIRE en continu 159
7.1.2.1 Sous-objectif 2.1 : Développement et validation d'un modèle FE (Chapitre 5) 159
7.1.2.2 Sous-objectif 2.2 : Application du modèle pour le choix de la position optimale du microphone externe (Chapitre 6) ... 159
7.2 Perspectives 160

ANNEXE I HISTOGRAMME DES NIVEAUX PROTÉGÉS ET DES BALANCES SPECTRALES 167

ANNEXE II COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE NIVEAU DE PRESION DU MICROPHONE EXTERNE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE 177

ANNEXE III COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE NR^* EN FONCTION DE LA FRÉQUENCE 189

ANNEXE IV COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE NR^* EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE 203

ANNEXE V COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE ΔNR^* EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE 215

ANNEXE VI POSITION OPTIMALE DU MICROPHONE EXTERNE, NIVEAU DE PRESION DU MICROPHONE EXTERNE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE 227

ANNEXE VII MÉTHODE BINAURALE, COMPARAISON DES NIVEAUX D'EXPOSITION MESURÉ VS ESTIMÉ 239

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....251

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 2.1 : Facteurs de corrections de tube F_{tube} (exprimés en dB) utilisés pour les doublets microphon

Tableau 3.1: Liste des entreprises visitées pour la prise de mesure en milieu de travail. 66

Tableau 3.2 : ..... Liste des travailleurs ayant participé aux études terrains (deux travailleurs (#21 et #23) ont participé à plus d'un essai).....67

Tableau 4.1 : Fréquences centrales des neufs bandes tiers-d'octave préférentielles utilisées pour l'analyse

Tableau 4.2 : Facteurs de compensation F_{comp} (exprimés en dB) utilisés pour les coquilles et les bouchon

Tableau 4.3 : Données d'affaiblissements telles qu'obtenues des manufacturiers (certaines valeurs ne son fréquence de 3150 et 6300 Hz).....88

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1.1 : Principe de la mesure de la perte par insertion (*IL*) 22

Figure 1.2 : Principe de la mesure *REAT* (Real-Ear Attenuation at Threshold).....23

Figure 1.3 : Méthodes de mesures *REAT* en milieu industriel - FitcheckTM (Source : Michael & ass. inc. Avec l'aimable autorisation de l'auteur).....25

Figure 1.4 : Calcul de l'affaiblissement sonore théorique (NR_0).....27

Figure 1.5 : Calcul de fonction de transfert de l'oreille ouverte (*TFOE*) 28

Figure 1.6 : Calcul de l'affaiblissement sonore mesuré (NR^*) 29

Figure 1.7 : Illustration du système de mesure F-MIRE pour bouchon de mousse jetable (Source : AEARO. Adaptée avec l'aimable autorisation de l'auteur).....30

Figure 1.8 : Émission otoacoustique (DPOAE).....31

Figure 1.9 : Mesure de l'atténuation par les émissions otoacoustiques (DPOAE).....31

Figure 1.10 : Mesure par dosimétrie de la dose réelle (système Dosebusters) a) Équipement de mesure dosimétrique, b) Travailleur instrumenté (Source : Michael & ass. inc. Avec l'aimable autorisation de l'auteur) 34

Figure 1.11 : Méthode de mesures fréquentielles de l'atténuation, en continu. a) microphone externe, b) microphone interne, c) système complet avec l'analyseur à la ceinture du sujet (Source : Noise At Work 2007, Lille, France. Avec l'aimable autorisation de l'auteure) 35

Figure 1.12 : Lien entre les mesures du *IL*, du *NR* et de la *TFOE* 39

Figure 1.13 : Schéma de la position des points de lecture de pression acoustique pour une oreille non-protégée (gauche) et protégée (droite). (Source : J. Voix - 2006. Avec l'aimable autorisation de l'auteur).....41

Figure 2.1 : Doublet microphonique miniature de la méthode F-MIRE et son insertion dans les deux types de protecteurs, bouchons et coquilles 48

Figure 2.2 : Aperçu du système d'enregistrement pour bouchons et coquilles, oreilles gauche et droite 49

Figure 2.3 : Présentation du $NR*$ et des facteurs de compensation - pour les coquilles.....50

Figure 2.4 : Vue de coupe de (a) l'oreille non-protégée ainsi que protégée par (b) un bouchon et (c) une coquille. Détail de la position des points de mesures de la méthode F-MIRE. 51

Figure 2.5 : Schéma du montage pour les mesures microphoniques des niveaux externe (P_{mes}) et interne (P_{ref}) sur un bouchon moulé (à gauche) et une coquille (à droite) 54

Figure 2.6 : Doublet microphonique tel qu'utilisé pour la prise de mesure 55

Figure 2.7 : Photo de face de l'enregistreur Edirol R-09 utilisé pour les mesures terrains 56

Figure 2.8 : Aperçu de l'ensemble « doublet microphonique / embout / bouchon moulé».....57

Figure 2.9 : Aperçu d'un bouchon moulé, instrumenté du doublet microphonique, tel qu'inséré dans l'oreille d'un sujet. 58

Figure 2.10 : Aperçu d'une coquille instrumentée du doublet microphonique. 59

Figure 2.11 : Aperçu du système de mesure complet connecté à la coquille droite d'un serre-tête (l'image de droite montre le système complet tel que pouvant être installé à la ceinture d'un travailleur) 60

Figure 2.12 : Exemples de travailleurs portant le système de mesure pendant un quart de travail 61

Figure 2.13 : Points de mesure pour la correction de l'effet tube (a) pour les bouchons et (b) pour les coquilles 62

Figure 4.1 : Définition des signaux temporels *x(t)* et *y(t)*. 73

Figure 4.2 : Courbe représentant les filtres A et C en fonction de la fréquence.....82

Figure 4.3 : exemple de spectres présentant des valeurs de balance spectrale différente.....85

Figure 4.4 : Exemples de niveaux externes et balance spectrale pour 3 travailleurs dans 3 usines différentes : (a) Usine #2; (b) Usine #6; (c) Usine #7 91

Figure 4.5 : Niveaux externes en fonction du temps pour le travailleur #8 (usine #4).....92

Figure 4.6 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #13 (usine #6).....94

Figure 4.7 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #14 (usine #6).....95

Figure 4.8 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #15 (usine #6).....95

Figure 4.9 : Portion allant de 10:00 à 12:00 pour le travailleur #15 (usine #6).....96

Figure 4.10 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #17 (usine #7).....97

Figure 4.11 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #5 (usine #3).....98

Figure 4.12 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #6 (usine #3).....99

Figure 4.13 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #4 (usine #2).....100

Figure 4.14 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #8 (usine #4).....102

Figure 4.15 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #12 (usine #5)....103

Figure 4.16 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #19 (usine #8)....105

Figure 4.17 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #20 (usine #8)....105

Figure 4.18 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #23 avec serre-tête 107

Figure 4.19 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #23 avec casque I.....107

Figure 4.20 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #23 avec casque II 108

Figure 4.21 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #13 (usine #6).....111

Figure 4.22 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #15 (usine #6).....112

Figure 4.23 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #17 (usine #7).....113

Figure 4.24 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #16 (usine #7).....114

Figure 4.25 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #16 (usine #7)....114

Figure 4.26 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #4 (usine #2).....115

Figure 4.27 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #8 (usine #4).....117

Figure 4.28 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #12 (usine #5).....118

Figure 4.29 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #19 (usine #8).....119

Figure 4.30 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #20 (usine #8).....120

Figure 4.31 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #23 casque I (usine #8).....121

Figure 4.32 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #23 casque II (usine #8).....122

Figure 5.1 : Représentation des différents domaines modélisés, a) vue complète du modèle CAD de l'ATF (torse et tête), du disque de silicone (peau artificielle) et de la coquille EAR-1000. b) vue en coupe de la coque en plastique, du coussin de l'attache en caoutchouc, de la peau à l'intérieur du canal auditif ainsi que du canal auditif. 130

Figure 5.2 : Maillage de la coquille, du coussin, de l'attache en caoutchouc et de la peau artificielle. 131

Figure 5.3 : Maillage de l'air autour du modèle géométrique. a) maillage de l'air ainsi que de la surface limitant le domaine extérieur. b) vue en coupe des domaines, avec le contour représentant la frontière de l'ATF (ligne intérieure) et la limite du domaine extérieur (ligne extérieur) 132

Figure 5.4 : Schéma de l'incidence des ondes planes autour de la tête. 137

Figure 5.5 : Équipements du protocole de mesure montrant la position des microphones et l'usage d'une peau artificielle (en silicone) pour remplacer le pavillon de l'ATF. a) sans la coquille, montrant le micro interne (MIC1) et b) avec la coquille, montrant le micro externe (MIC2) 138

Figure 5.6 : Matériel pour le protocole de mesures en salle semi-anéchoïque. On voit la source qui tourne autour de l'ATF avec l'oreille droite protégée et instrumentée par une coquille EAR-1000 139

Figure 5.7 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le niveau de pression du microphone externe en fonction de l'angle d'incidence pour les tiers d'octave suivant : a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz.....141

Figure 5.8 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le NR^* en fonction de la fréquence pour les angles d'incidence suivant : a) 90˚ (incidence opposée), b) 0˚ (frontal) et c) 270˚ (incidence normale) 143

Figure 5.9 : Effet du disque de silicone, NR^* en fonction de la fréquence en incidence normale (270˚) 144

Figure 5.10 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le NR^* en fonction de l'angle d'incidence pour les tiers d'octave suivant : a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz.....145

Figure 5.11 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le ΔNR^* en fonction de l'angle d'incidence pour les tiers d'octave suivant : a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz.....147

Figure 6.1 : Position des 40 points (distribués aléatoirement) sur la surface extérieure de la coque de plastique afin de déterminer la position optimale du microphone externe. 152

Figure 6.2 : Niveau de pression calculé à chacun des 40 points situés sur la surface de la coque (la ligne pointillée horizontale montre le niveau d'exposition). a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz. 153

Figure 6.3 : comparaison entre le niveau d'exposition calculé par le modèle et l'estimation du niveau d'exposition via la méthode binaurale. En tiers d'octave. a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz. 156

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ABR	Auditory brainstem response
ACA	Association canadienne d'acoustique
AML	Automatically matched layer
ANSI	American National Standards Institute
APV	Assumed Protection Value
ASA	Acoustical Society of America
ASTM	American Society for Testing and Material
ATF	Acoustical tests fixtures
BEM	Boundary elements method
CAD	Computer aided design
CAE	Cellules auditives externes
CI	Comfort index
CSST	Commission de la santé et de la sécurité au travail
DMA	Dynamical mechanical analysis
DPOAE	Distortion product otoacoustic emission
DSP	Direction de la santé publique (Montréal)
EPA	Environmental Protection Agency
ÉREST	Équipe de recherche en sécurité du travail de l'ÉTS
ÉTS	École de technologie supérieure
ETSPA	Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs
FE	Finite elements

FEM	Finite element method
F-MIRE	Field microphone in the real ear
HPD	Hearing protection device
HSE	Health and Safety Executive
IA	Indice affaiblissement
IEC	International Electrotechnical Commission
IL	Insertion loss
IRSST	Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail
ISO	International Organization for Standardization
MIRE	Microphone-in-Real-Ear
NIHL	Noise-induced hearing loss
NiMH	Nickel-metal hydride
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
NR	Noise Reduction
NR^*	Measured Noise Reduction
NRR	Noise reduction ratio
NRS	Noise Reduction Level Statistics
OAE	Otoacoustic emission
OMS	Organisation mondiale de la santé
OSHA	Occupationnal Safety & Health Administration
PML	Perfectly matched layer
PN	Physiological noise
REAT	Real Ear Attenuation Threshold

SPL	Sound Pressure Level
SST	Santé et sécurité au travail
TF	Transfer function
TWA	Time weighted average
WAV	Waveform audio file format
WG11	Work group #11

INTRODUCTION

Même si la réduction du bruit à la source devrait être priorisée afin de protéger les travailleurs contre les bruits industriels, la protection individuelle contre le bruit reste une solution largement utilisée, en partie pour des raisons économiques, en partie pour des raisons de facilité d'implémentation, mais aussi en partie, car il y a des endroits où la réduction à la source n'est, tout simplement, pas une solution. Bien que la protection auditive aide à prévenir des problèmes reliés à la surdité professionnelle, peu de recherche y est consacrée. Le sujet principal de cette thèse en est un de santé et de sécurité au travail et vise à améliorer la compréhension de la protection auditive en développant une méthode objective de mesure terrain de la protection auditive.

La présente thèse est de type conventionnel. Ce chapitre d'introduction présente le détail de la thèse et vise à bien éclairer le lecteur sur l'ordonnancement de celle-ci. Il est subdivisé en 5 sections, soit :

0.1 - La mise en contexte;

0.2 - La problématique de recherche;

0.3 - Les objectifs de la thèse;

0.4 - La méthodologie;

0.5 - Les publications des résultats.

0.1 Mise en contexte

Cette recherche doctorale a été initiée dans le cadre d'une demande de subvention de recherche concertée entre l'ÉTS et l'IRSST intitulée : « Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail » (nom de l'étude simplifié par l'abréviation suivante : ETSPA).

Dans l'intitulé de cette subvention, le projet comportait deux objectifs distincts : (1) la modélisation de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et (2) le développement d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail. Le premier objectif de cette subvention ne faisant pas partie de cette recherche doctorale, mais il aura servi de base pour la réalisation du second objectif, soit le développement d'une méthode de mesures terrain. Cet objectif constitue le premier objectif principal de cette thèse.

Le premier objectif de cette recherche doctorale se divise en 2 sous-parties : (i) développer un système de mesure de l'atténuation réelle obtenue par un travailleur et (ii) faire une campagne de mesures dans des industries ainsi que l'analyse des données recueillies.

Lors des premiers enregistrements réalisés en milieu de travail, il a été observé que des variations dans l'angle d'incidence du son sur les protecteurs entraînaient des variations importantes dans l'atténuation mesurée du protecteur. Cette problématique aura servi à l'élaboration du deuxième objectif principal de cette thèse. Car pour aider à mieux comprendre le phénomène, il aura été décidé de l'étudier plus en détail en laboratoire et de tenter de développer, dans le cadre d'une subvention[1] du CRSNG, un modèle simplifié qui permettrait d'aider à améliorer la méthode de mesure développée. Ce modèle devait prendre en compte l'effet de la directivité de l'angle d'incidence.

0.2 Problématique de recherche

Bien que les 2 objectifs principaux de cette thèse soient distincts, ils partagent la même problématique de recherche. La présente section pourrait se résumer à une simple question : quelle est l'atténuation réelle qu'obtient un travailleur avec ses protecteurs auditifs? Les sous-sections suivantes permettent de bien définir sous différents angles la problématique de surévaluation de l'atténuation qui se produit lors de la certification des protecteurs auditifs

[1] Subvention individuelle à la découverte du professeur Frédéric Laville

ainsi qu'une problématique rencontrée lors de l'élaboration de la présente méthode de mesure.

0.2.1 Problématique reliée à l'usage des protecteurs auditifs

Une évaluation récente chiffre à plus de 22 millions[2] le nombre de travailleurs aux États-Unis qui sont exposés à un niveau de bruit équivalent pour 8 heures par jour (Time weighted average, TWA), de 85 dB et plus (NIOSH, 1998). Au niveau mondial, l'OMS (Organisation mondiale de la santé), quant à elle, estime à entre 120 et 150 millions le nombre de travailleurs exposés quotidiennement (Nelson DI *et al.*, 2005). Au Québec seulement, on parlait déjà, il y a près de 10 ans, de plus de 500 000 travailleurs soumis à ces niveaux de bruit (Vigneault, 2007). Ces travailleurs sont à risques, de par leurs fonctions, à une perte auditive induite par le bruit (Noise-induced hearing loss, NIHL). Il s'agit d'ailleurs de la maladie professionnelle la plus indemnisée par la CSST, avec plus de 2 cas sur 3, toutes maladies confondues (Lamarche, Aubin et Blouin, 2013). Avec de tels chiffres, on comprend l'importance d'accorder une attention particulière à la protection auditive en milieu de travail.

Pour réduire les risques de perte auditive, il existe un cadre légal obligeant les entreprises dont les équipements génèrent ces niveaux de bruit à protéger leurs employés. Le seuil légal à ne pas dépasser se présente sous forme d'une dose quotidienne maximale, soit un niveau moyen calculé pondéré, en dB(A), sur une période de temps qui représente une journée de travail normale, soit 8 heures. Au Québec, le niveau d'exposition maximal est fixé à 90 dB(A) pour 8hrs (Québec, 2015). En Europe, la directive 2003/10/EC limite à 87 dB(A) la dose sur 8 hrs. L'Organisation mondiale de la Santé (OMS) suggère de prendre action dès un niveau d'exposition de 80 dB(A) (Organisation mondiale de la santé (OMS), 2001).

---

[2] Tire du site web du Center for Disease Control and Prevention :
http://www.cdc.gov/niosh/topics/noise/stats.html (18 septembre 2015)

Afin de protéger les travailleurs de ces bruits dommageables, la réduction à la source devrait toujours être privilégiée, par contre, cela n'est pas toujours possible. Il existe beaucoup de situations de travail où la seule façon de protéger le travailleur est de lui faire porter des équipements de protection individuelle. Pour réduire le bruit se rendant au tympan, on utilisera alors des protecteurs auditifs.

0.2.2 Problématique d'une surévaluation de la protection due à la certification des protecteurs

Afin d'aider le travailleur à choisir un protecteur adéquat pour son besoin, des méthodes de mesures de la protection obtenue par un protecteur donné ont été développées. Ces méthodes utilisent, pour la plupart, la technique du REAT (real-ear attenuation at threshold), technique qui utilise le seuil d'audition des sujets testés (avec et sans protecteur) pour estimer l'atténuation procurée par un protecteur par bande d'octave entre 125 et 8000 Hz.

Jusqu'en 1979, les données des fabricants étaient disponibles, mais essentiellement sous forme de valeurs d'atténuation avec écart type par bandes d'octave entre 125 et 8000Hz. En conséquence, les valeurs de bruit sous le protecteur étaient souvent ignorées puisqu'il était difficile, à l'époque, d'obtenir le niveau de bruit en milieu de travail par bandes d'octave, cela, bien entendu, combiné avec l'âge préinformatique qui limitait grandement la capacité de traitement des informations. C'est finalement la méthode de l'indice d'affaiblissement sonore, appelé NRR (ANSI, 1974) pour Noise Reduction Rating qui deviendra la norme[3] de l'industrie pour la certification des protecteurs. Le NRR est une valeur globale obtenue par la méthode du REAT. En 1979, aux États-Unis, l'EPA (abréviation de « Environmental Protection Agency ») impose à tous les fabricants d'indiquer le NRR sur leurs étiquettes

---

[3] $NRR = 107.9dB(C) - 10\log_{10}\sum_{f=125}^{8000} 10^{0.1(L_{Af} - APV_{f98})} - 3dB$

Où L_{Af} est le niveau pondéré A de la bande d'octave centré en f d'un spectre de bruit rose de niveau global de 107.9dB(C)

Et APV_{f98} est la valeur d'atténuation moyenne moins 2 écarts type pour l'octave centrée à la fréquence f

(Environmental Protection Agency, 1979). C'est aussi à partir de ce moment qu'une attention plus grande à la valeur d'atténuation des protecteurs a été portée dans le choix du protecteur à utiliser. Les fabricants affichant de façon visible la valeur du NRR sur leurs produits, s'en est suivi une guerre de chiffres qui n'a fait qu'accentuer l'importance de ce critère. Le critère NRR devient encore plus important en 1983 quand, aux États-Unis, l'OSHA (abréviation de « Occupationnal Safety & Health Administration ») tranche, additionnant sa voix à celle de l'EPA, en faveur de cette procédure de certification des protecteurs (OSHA, 1998).

La majorité des protecteurs ont des NRR de plus de 20, ce qui laisse croire qu'avec l'usage de tels protecteurs, il est possible de travailler dans un environnement avec un niveau équivalent de plus de 100 dB(A) et de répondre aux normes d'exposition. En somme, l'indice NRR étant à ce point relié à une atténuation directe du champ sonore, il laisse à penser pour la majorité des travailleurs que le simple fait de porter une protection auditive, quelle qu'elle soit, les protège des risques de pertes auditives, car les données statistiques d'occupation nous spécifient qu'une majorité de travailleurs, tant aux États-Unis qu'au Québec, évoluent dans un environnement sonore de moins de 100 dB(A) (Berger, 1993 ; Voix, Laville et Zeidan, 2002).

Il est accepté par les spécialistes de la protection auditive que les résultats des tests réalisés en laboratoire pour la certification des protecteurs auditifs sont significativement plus élevés que les valeurs obtenues lors de mesures réalisées dans le cadre d'études dites « terrain », études réalisées directement dans l'environnement du travailleur. Déjà en 1986, Berger présentait une revue des études qui mettait en perspective la surestimation du NRR par rapport à la protection terrain(E. H. Berger, 1986). L'année suivante, on reconnaissait que l'indice NRR surestimait la valeur de protection réelle puisque « la méthodologie utilisée vise la performance optimale des protecteurs, ce qui ne représente pas la réalité terrain » (traduction libre de l'anglais) (ANSI, 1984).

La surévaluation de l'indice d'atténuation nous empêche de connaître la protection réelle obtenue par le travailleur. Cela rend douteux, voire même dangereux, de se fier à l'indice

indiqué sur les emballages des protecteurs lorsque vient le temps de choisir un protecteur. Il y a plusieurs facteurs qui expliquent la différence entre la valeur laboratoire et la valeur terrain, mais bien que plusieurs études aient été réalisées afin d'apporter un éclairage sur la difficulté d'obtenir des mesures terrain, les données sont encore bien insuffisantes pour nous permettre de comprendre l'ensemble du problème.

Dans les années 90, un groupe de recherche a été créé afin de discuter et d'évaluer les grandes problématiques reliées à la certification des protecteurs auditifs. Depuis sa création, l'équipe de travail, prénommée « ANSI S12/WG11 », qui regroupe plusieurs des chercheurs parmi les plus influents dans le domaine de la protection auditive, a publié différents travaux portant sur la critique des normes établies, des tests interlaboratoire ou encore le développement d'un nouveau protocole de certification des protecteurs auditifs.

Parmi les travaux du WG11, trois publications (Royster *et al.*, 1996 ; Berger *et al.*, 1998 ; Murphy *et al.*, 2004) sont particulièrement pertinentes pour l'approfondissement de notre compréhension de la problématique des mesures terrain. Ces publications mettent en lumière les travaux qui ont été nécessaires pour le développement et la validation d'une nouvelle procédure de certification proposée par le groupe de travail. Le groupe avait pour mandat, dans les années 90, de soumettre une méthode de mesure laboratoire qui serait plus près de la réalité terrain présenté dans les différentes études sur le sujet. Une critique qui revenait fréquemment quant à la surévaluation du NRR était due au fait que les protecteurs étaient installés par un professionnel lors des mesures en laboratoire, ce qui ne représente en rien la réalité industrielle. Le WG11 a donc présenté une méthode, dite méthode B, où un sujet néophyte fait lui-même le positionnement de ses protecteurs (subject fit) (Franks et Casali, 1993). Cette méthode a été adoptée dans la procédure de certification S12.6, parue en 1997 et mise à jour en 2008 (ANSI, 2008, p. 6), qui inclut non seulement la méthode originale du NRR (dite du « superviser-fit » ou méthode A), permettant de connaître la protection maximale offerte par un protecteur, mais aussi la méthode B du « subject-fit » (Berger, 1999), dont le résultat se veut plus représentatif des atténuations obtenues en milieu industriel.

Dans les années qui ont suivi, les travaux du groupe se sont ensuite poursuivis afin de trouver une méthode plus représentative pour permettre de calculer le niveau de pression au tympan du travailleur en fonction des données manufacturières des protecteurs auditifs obtenues par la norme S12.6. Cette nouvelle méthode, connue sous le nom de NRSA (Noise Reduction Level Statistics, utilisant le filtre « A ») (ANSI S12.68, 2007, p. 68), est basée sur 100 bruits industriels représentatifs au lieu des 8 qui avaient été utilisés dans la norme originale de 1978. Ces bruits sont analysés en utilisant un filtre « A » au lieu du filtre « C » utilisé par le NRR. Le résultat final de cette norme est de calculer le niveau interne (niveau de pression sous le protecteur) en fonction du niveau d'exposition. De plus, la valeur du NRSA est donnée pour le 20e et pour le 80e percentile. Le NRSA utilise la valeur unique du NRR provenant de la norme S12.6 et peut donc être utilisé tant pour la méthode A (conventionnelle) que la méthode B (subject fit).

Bien que ces normes permettent de mieux rapprocher les résultats obtenus lors des certifications de ceux mesurés lors de mesures terrain, notre compréhension quant à la différence notable qui peut exister entre les mesures optimales d'atténuation et la réalité terrain reste assez floue. La prochaine section présente une rétrospective des différentes études terrain réalisées.

0.2.3 Problématique reliée aux études de mesures terrain

Depuis le milieu des années 70 (Regan, 1975), des dizaines d'études terrain ont été présentées, toutes révélant que les protections mesurées en industrie n'arrivent jamais à la hauteur des protections obtenues lors de certifications respectant les normes établies (ANSI, 1974). Cette contradiction pose problème, compte tenu de l'importance que les consommateurs donnent aux valeurs publiées par les fabricants. Berger et al (Berger, Franks et Lindgren, 1996), dans une revue internationale des études terrain sur les protecteurs, arrivent à cette conclusion avec une analyse complète de toutes les études publiées sur le sujet jusqu'à ce jour.

Idéalement, il faudrait être en mesure d'augmenter les performances terrains des protecteurs afin qu'elles se rapprochent davantage des mesures de performances de laboratoire (Berger, 1992). Par contre, les études nous démontrent une telle différence entre les mesures terrains et laboratoires qu'il est clair que la procédure de certification des protecteurs devrait refléter d'avantage la réalité, même si cela implique le développement une nouvelle procédure de certification de la protection obtenue par un protecteur en mesure terrain. Il s'agit essentiellement de la situation prévalait dans les années 90 : plus on disposait de données terrain, plus on en venait à la conclusion que personne ne pouvait espérer obtenir, lors d'une étude terrain, des valeurs comparables à celles obtenues en laboratoire.

L'ajout de la méthode B (ANSI, 2008, p. 6) se voulait une réponse à un besoin criant de l'industrie afin de réduire le fossé qui existait entre la valeur laboratoire de l'atténuation et la valeur terrain. Les résultats sont intéressants et certaines études ont prouvé que les valeurs mesurées par les sujets néophytes étaient plus près de la réalité que la méthode originale (Franks *et al.*, 2000 ; Berger, 2005), mais encore faut-il être capable de mesurer, en situation réelle de travail, l'exposition du travailleur en milieu bruyant. Bien qu'explorée dans plusieurs études, la problématique des mesures terrain reste entière.

Une question primordiale mérite ici d'être posée, cette même question deviendra l'axe principal autour duquel la problématique de recherche de la présente thèse se situe. Cette question est, d'ailleurs, au cœur des recommandations faites par le NIOSH (abréviation de « National Institute for Occupational Safety and Health ») dans un document intitulé « Criteria for a Recommended Standard » (NIOSH, 1998). Elle se lit comme suit : « Quelle est la protection réelle qu'un travailleur reçoit lorsqu'il porte des protecteurs auditifs ? ». Outre cette question, les recommandations du NIOSH portent également sur l'amélioration du confort de port des protecteurs, mais aussi sur la capacité des travailleurs protégés à comprendre les conversations et les alarmes sonores, problématiques qui ne seront pas traitées dans la présente étude, mais qui sont des facteurs influençant directement la

protection réelle obtenue par un travailleur. Ces différents facteurs sont présentés dans la section suivante.

0.2.4 Problématique associée aux facteurs influençant la protection auditive

0.2.4.1 Le temps de port des protecteurs : un facteur critique

Tel que discuté dans la section 0.2.2, l'indice NRR ne peut être utilisé directement pour évaluer le niveau de bruit protégé, la valeur obtenue ne prenant pas en compte le temps de port du protecteur. Ce temps de port est loin d'être 100% même lorsque le port des protecteurs est rendu obligatoire par l'employeur. Par exemple, Abel (Abel et Rokas, 1986), dans une étude réalisée sur des travailleurs en milieu bruyant, a trouvé que la plupart des employés interviewés ont admis porter leurs protecteurs moins de 50% du temps. Même son de cloche pour Hughson et al. (Hughson, Mulholland et Cowie, 2002) ont sondé 280 travailleurs en milieu bruyant de 19 différentes compagnies dont la moitié d'entre eux ont répondu ne jamais ou très peu porter leurs protecteurs auditifs. Tout cela en accord avec les résultats présentés par Berger (Berger, 2000).

Dans une étude importante portant sur les travailleurs de la construction, Neitzel (R. Neitzel, Somers et Seixas, 2006) a réussi à bien mettre en lumière l'importance non seulement de comprendre les facteurs comportementaux qui influence l'atténuation, mais aussi la mesure de l'atténuation des protecteurs, son protocole d'étude jumelant des mesures terrain pour évaluer la protection et des questionnaires évaluant le temps de port des protecteurs par sujet. Neitzel rapporte que « lorsque la mesure réelle de l'atténuation et le temps de port étaient combinés, la protection effective des travailleurs était en moyenne d'environ 3 dB » (traduction libre de l'anglais).

L'efficacité des protecteurs est rapidement compromise par le port intermittent ou irrégulier des protecteurs. À titre d'exemple, un travailleur portant un protecteur procurant réellement une atténuation de 25 dB voit sa protection diminuer à environ 17 dB si, durant son quart de travail de 8 heures, il ne porte pas ses protecteurs durant 30 minutes (Voix et Laville, 2004).

Dans un papier daté de 2009, Williams (Williams, 2009) présente le lien entre le temps de port et le confort des protecteurs. Le facteur portant sur le confort sera d'ailleurs discuté à la section 0.2.4.3.

0.2.4.2 La formation (« training ») au bon positionnement des protecteurs et autres facteurs

Après le facteur du temps de port vient l'influence de la formation (« training ») du sujet à bien positionner ses protecteurs. Déjà dans les années 80, des études ont révélé l'importance que cela pouvait avoir sur le niveau de protection. Il est prouvé qu'il est possible d'éduquer et de motiver un travailleur à bien positionner ses protecteurs et que des résultats positifs significatifs sont observables. Chung (Chung, Hardie et Gannon, 1983) concluait dans son étude terrain que le positionnement du protecteur était une des causes qui influençait le plus l'atténuation. Il a aussi été prouvé qu'un bon positionnement est nécessaire pour éviter les fuites sonores à l'intérieur des protecteurs (Toivonen *et al.*, 2002), même s'il n'y a pas que le positionnement qui peut créer des fuites. Plusieurs études sur les coquilles de protection ont été faites afin de prouver l'influence négative sur la protection que pouvait avoir une chevelure épaisse, une barbe ou encore le fait de porter des lunettes de sécurité. Telles étaient les conclusions de l'étude de Giardino (Giardino et Durkt, 1996), ainsi que l'étude récente de Lemstad (Lemstad et Kluge, 2004), qui démontre clairement que le port de lunettes de protection réduit de façon significative l'atténuation des coquilles de protection. D'ailleurs, dans une autre étude, Barham (Barham, Russell et Gooding, 1989)] arrive sensiblement aux mêmes conclusions et il ajoute que, par une augmentation du niveau de formation des sujets, une augmentation de la performance des protecteurs de 4 dB en moyenne pour son groupe test a été obtenue.

Afin de prouver l'importance de l'éducation sur la qualité de la protection obtenue par les usagers de protecteurs auditifs, plusieurs études (Daniell *et al.*, 2002 ; Daniell *et al.*, 2006 ; Davis et Sieber, 2002) dont une récente et complète de Groenewold (Groenewold *et al.*, 2014) viennent mettre en lumière que l'intention seule de porter ses protecteurs auditifs ne signifie pas pour autant que le travailleur soit bien protégé.

0.2.4.3 Le confort et la protection auditive

Facteur intimement lié aux autres facteurs discutés ci-haut, le confort a aussi été le sujet de plusieurs études (Berger et Mitchell, 1989 ; Park et Casali, 1991 ; Casali, 1992). Bien qu'essentiel afin de s'assurer que les travailleurs porteront, idéalement de façon continue, leurs protecteurs, le confort est un facteur difficile à étudier. Le confort étant un critère hautement subjectif, il est donc intrinsèquement difficile à quantifier. Aussi, le terme confort doit être défini puisqu'il peut se présenter sous deux aspects différents. Le confort physique (i), qui est relié aux sensations tactiles entre le protecteur et la peau du sujet (compression de la peau, température élevée dans la cavité, etc.) et le confort acoustique (ii), qui sont reliées au changement de perception sonore que le sujet aura lors du port d'un protecteur auditif. Ce dernier se présente sous trois aspects. Tout d'abord, la cavité étant scellée, un effet connu et documenté appelé « effet d'occlusion » vient modifier le signal provenant de l'extérieur, ce qui se manifeste généralement par une augmentation des niveaux de bruit en basses fréquences. (ii) Deuxièmement, l'effet d'occlusion change la façon de percevoir sa propre voix en la rehaussant et en donnant une impression de distorsion. Finalement, il amplifie les bruits physiologiques internes, les basses fréquences produites par le frottement sur ou autour du protecteur ainsi que les déplacements entre le protecteur et la peau. L'effet d'occlusion et les hypothèses avancées pour mener à sa réduction sont très bien présentés dans les travaux de Brummund (Brummund, 2014).

Une tentative pour mesurer le confort aura été l'indice de confort (CI) développé par Casali et Park (Casali et Park, 1990). Par contre, les recherches laboratoire sur le confort ainsi que leurs conclusions qui en découlent sont limitées, puisqu'il est difficile, voire impossible, de représenter, dans un protocole de laboratoire, le confort ressenti, tant physique qu'acoustique, par les travailleurs dans leur environnement de travail. Dernièrement, 2 études ont été publiées afin de poser des bases objectives à la problématique. Williams (Williams, 2007) a mesuré le force de serrage (de l'arceau qui relie les coquilles antibruit ensemble) en fonction de la circulation sanguine de la peau et a trouvé que l'ensemble des protecteurs étudiés réduisait la circulation et donc, sur une période de port continu, posait un problème réel de

confort. Aussi, Gerges (Gerges, 2012) présente, dans le même ordre d'idée que Williams, un indice de confort basé sur la pression exercée sur la peau par le coussin de confort. Aussi, Davis (Davis et Shaw, 2011) a étudié le niveau d'humidité sous les protecteurs de type coquille, montrant que plus le temps de port est long, plus l'inconfort résultat sera grand.

En lien avec le positionnement, particulièrement pour les bouchons, il est généralement admis que mieux le protecteur est positionné et moins le manque de confort sera un problème (Byrne *et al.*, 2011). Quant au temps de port des protecteurs en fonction du confort, Williams (Williams, 2009) reflète bien la réalité avec un titre des plus révélateurs pour son étude pouvant se traduire par : « est-il raisonnable de penser qu'un travailleur puisse porter des coquilles de protection sur une longue période ? » (traduction libre de l'anglais). Il conclut d'ailleurs son étude en recommandant que des pauses soient prises en milieu non bruyant afin de permettre au travailleur d'enlever ses coquilles périodiquement durant son quart de travail.

0.2.4.4 La surprotection

Compte tenu de ce qui a été discuté plus haut il semble à première vue contradictoire qu'un travailleur puisse être trop bien protégé. Dans certaines situations cependant, des problèmes de sécurité peuvent être engendrés par une trop grande protection auditive. On parlera alors de surprotection auditive. En effet, la protection peut être une entrave à la communication et empêcher la bonne compréhension des signaux d'alarme sonores, particulièrement pour les personnes ayant déjà une perte d'audition (E. H. Berger et L.H. Royster, 1996). Suter (Suter, 1992) a fait, au début des années 90, un très bon travail de synthèse des problèmes associés à la communication en milieu de travail bruyant ainsi que de certaines pistes de solution. En ce qui concerne l'usage d'avertisseurs en milieu bruyant ainsi que les problèmes associés à l'usage de protecteurs auditifs, plusieurs études ont été présentées. Au Québec, citons notamment les travaux de Laroche, Hétu et Quoc (Hétu, Quoc et al., 1994 ; Hétu, 1994). De leur côté, Morata et al. (Morata *et al.*, 2001) ont demandé à un groupe de 124 travailleurs d'imprimerie s'ils portaient leurs protecteurs et sinon, pourquoi. 64% des répondants ont dit

porter leurs protecteurs et seulement 1 répondant sur 5 de ce groupe affirme les porter en permanence. Les raisons évoquées par ceux qui ne portent jamais ou peu leurs protecteurs sont : 1) interférence à la communication, 2) ne pas entendre bien la machinerie, 3) l'inconfort des protecteurs et 4) la difficulté de communiquer et d'entendre les bruits importants, cela en tenant compte de la surdité du travailleur. Ce dernier point, non traité dans le reste des travaux, reste un facteur très important de non-port pour les travailleurs ayant une perte notable de leur audition. En étant protégé en plus de leur surdité, trop d'information sonore utile n'est tout simplement par perçue par ces travailleurs, les exposants d'autant à de nombreux risques industriels de leur entreprise (Brueck, 2009).

0.2.4.5 L'usure des protecteurs et autres facteurs aggravants

L'usure des protecteurs est un facteur pouvant limiter la protection. La force de serrage sur des protecteurs de type coquille permet d'obtenir l'étanchéité acoustique nécessaire pour avoir une bonne protection. Avec l'usure, cette force peut diminuer, amenant ainsi une diminution de l'atténuation du protecteur (Brueck, 2009). Lors de mesures en industrie effectuée dans le cadre de la présente recherche, il nous a été possible de constater que certains travailleurs déforment volontairement l'arceau de leurs coquilles afin d'en augmenter le confort à long terme, mais réduisant ainsi la protection réelle obtenue.

Aussi, le port de lunettes de sécurité, de cheveux longs, de casque protecteur et autres facteurs, pouvant venir limiter l'étanchéité acoustique, viennent potentiellement réduire l'atténuation réelle obtenue par les travailleurs. L'étude faite par Brueck (Brueck, 2009)pour le HSE (Health and Safety Executive – l'homologue britannique de l'IRSST) est très intéressante puisqu'elle présente une quantification de plusieurs de ces facteurs.

0.2.5 Problématique reliée à la variation de l'atténuation mesurée en fonction de l'angle d'incidence de la source

La méthode développée pour la présente recherche est basée sur une mesure objective utilisant 2 microphones (un à l'intérieur du protecteur et l'autre à l'extérieur du protecteur),

qui permet d'obtenir une différence de pression microphonique appelée l'affaiblissement sonore mesuré (NR^*, pour measured Noise Reduction).

Dès les premières mesures en industrie, il a été remarqué une grande variabilité dans les mesures de NR^*. La variabilité a été constatée durant une même mesure, sur un temps court (moins de 5 minutes), par le même opérateur, sans repositionnement des protecteurs. En d'autres termes, les variabilités inter-sujets, de repositionnement, de déplacement du protecteur ou encore de matériel devaient être rejetés comme source de variabilité dans ce cas précis. La cause a été trouvée et validée durant la phase de validation de la méthode terrain. Il s'agit d'une variation de l'affaiblissement sonore mesuré (NR^*) en fonction de l'angle d'incidence de la source. Lors de mesures visant à quantifier cette variation et consistant à faire tourner une source autour d'un sujet immobile, des patrons répétables de directivité ont été trouvés avec des valeurs de variation de plus de 15 dB par bande tiers d'octave (Gaudreau *et al.*, 2007). Ce résultat est d'autant plus important que l'hypothèse, souvent faite, de considérer le bruit industriel comme réverbérant n'est pas juste et le travailleur sera souvent soumis à un champ direct, dont l'incidence pourra varier.

0.3 Objectifs de la thèse

La présente recherche possède 2 objectifs principaux. 1) Développer une méthode objective de mesure terrain de la protection auditive, basée sur des mesures microphoniques. 2) Développer un modèle numérique du système tête/protecteur, qui permettra d'étudier différents facteurs liés à la méthode de mesure proposée, en vue d'une optimisation de celle-ci.

0.3.1 Premier objectif principal : Développement et validation d'une méthode de mesure terrain

Cet objectif vise à répondre à la question de santé et de sécurité au travail posée précédemment, soit : quelle est la protection réelle que reçoit un travailleur avec ses protecteurs auditifs. Pour ce faire, une méthode de mesure terrain objective permettant de

mesurer l'atténuation réelle des travailleurs, dans leur environnement de travail et durant leur quart de travail complet est proposée. De façon spécifique, le développement de la méthode de mesure terrain passe par la réalisation de trois sous-objectifs :

1. Développement de la méthode : choix, calibration et validation des différentes composantes électroniques de la méthode de mesure.
2. Mesures sur différents travailleurs et dans différents environnements sonores
3. Analyse des mesures terrain.

0.3.2 Deuxième objectif principal : Développer un modèle numérique du système tête/protecteur, pour l'étude des différents facteurs liés à la méthode de mesure proposée, en vue d'une optimisation de celle-ci.

Cet objectif vise au développement d'un modèle numérique qui permettra d'étudier et d'optimiser la méthode de mesure F-MIRE en continu développée à l'objectif 1. Pour que le modèle soit pertinent et utile, il devra notamment prendre en compte l'effet de la position de la source de bruit par rapport à la tête. Ce paramètre s'avère crucial, car on s'attend à ce que l'atténuation d'un protecteur en dépende fortement et puisqu'il a été très peu étudié à ce jour dans le contexte de la protection auditive.

De façon spécifique, cet objectif sera divisé en deux sous-objectifs :

1. Développement d'un modèle FEM et validation en tenant compte de la variation de l'angle d'incidence de la source
2. Application du modèle FEM pour démontrer son applicabilité : cas de la détermination de la position du microphone extérieur pour la mesure du *NR* et estimation du niveau d'exposition.

0.4 Méthodologie et organisation de la thèse

Dans cette section, un aperçu de la méthodologie de travail utilisée pour atteindre les objectifs présentés à la section précédente est proposé. Outre le chapitre de l'état de l'art, un

chapitre sera dédié à chacun des sous-objectifs des 2 objectifs principaux. Finalement, un chapitre de conclusion et de perspectives complète la thèse.

Le chapitre 1 présente la revue de littérature concernant les 2 objectifs principaux traités dans la thèse. Le chapitre est en fait divisé en 3 sections, soit un état de l'art sur les méthodes de mesure terrain, suivi d'état de l'art portant spécifiquement sur la méthode de mesure F-MIRE et finalement, un état de l'art sur les modèles numériques en relation avec le problème de la modélisation de la position de la source de bruit par rapport à la tête.

Les chapitres 2, 3 et 4 présentent respectivement chacun des 3 sous-objectifs du premier objectif principal (développement d'une méthode de mesure terrain de l'atténuation des protecteurs auditifs). En tout, plus de 20 sujets ont été instrumentés et monitorés, la plupart durant une journée de travail complet. Huit industries différentes ont été visitées. Aux fins d'analyse, plusieurs indicateurs ont été définis afin de permettre une comparaison des mesures avec les données laboratoire standard d'atténuation. Les valeurs d'affaiblissement sont, dans un premier temps, présentées en fonction du temps et, d'un deuxième temps, en fonction de la fréquence. Une conclusion incluant les constats et les perspectives est finalement présentée. Les perspectives discutent, notamment, des facteurs de compensation, soit les facteurs permettant de relier les mesures objectives d'atténuation obtenues aux valeurs « classiques » obtenues avec la méthode subjective REAT.

Afin d'étudier les différents facteurs liés à la méthode de mesure F-MIRE de même que pour tenter de l'optimiser, un modèle FEM du système tête/protecteur a été élaboré. L'emphase est particulièrement mise sur l'étude de l'effet de la position de la source sur la mesure de l'atténuation. Le chapitre 5 est ainsi divisé en 4 sections : (i) le développement du modèle FEM, (ii) l'élaboration d'un protocole de laboratoire permettant de mesurer le phénomène de la variation de l'atténuation en fonction de l'angle d'incidence de la source; (iii) la validation du modèle par comparaison des résultats de simulations avec les données expérimentales obtenues à l'aide du protocole proposé en (ii);(iv) une discussion sur les limitations, les capacités et les perspectives du modèle.

Le chapitre 6 présente une application du modèle FEM développé. Cette application consiste à déterminer la position optimale du microphone extérieur sur une coquille antibruit pour la mesure de l'affaiblissement acoustique. De plus, une méthode permettant d'estimer le niveau d'exposition sonore (niveau sonore mesuré sans la présence du sujet) en fonction de l'angle d'incidence de la source est proposée.

Finalement, le dernier chapitre présente la conclusion et les perspectives de la présente recherche.

0.5 Publications des résultats

Les publications sont présentées en 2 sous-sections correspondant aux 2 objectifs principaux de la thèse, soit (i) les mesures terrain et (ii) la modélisation et la directivité de l'atténuation. Les travaux ont donné lieu à 18 publications, à titre d'auteur ou co-auteur et sont divisés par type de publications, que ce soit les articles dans des revues internationales, revues canadiennes, présentation avec comité, conférencier invité ou posters.

0.5.1 Articles dans des revues internationales avec comité de lecture;

Mesures terrain :

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Hugues Nelisse. 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 (JI-IRI)*, vol. vol. 1, n° no. 1.

Nélisse, Hugues, Marc-André Gaudreau, Jérémie Voix et Frédéric Laville. 2012. « Measurement of hearing protection devices performance in the workplace during full-shift working operations ». *Ann. Occup. Hyg*, vol. 56, n° 56, p. 221‑232.

Modélisation et directivité de l'atténuation :

Gaudreau, Marc-André, Franck Sgard, Frédéric Laville et Hugues Nélisse. 2016. « A finite element model to improve noise reduction based attenuation measurement of earmuffs in a directional sound field ». Applied Acoustics, (submitted 2016)

0.5.2 Article dans une revue canadienne avec comité de lecture;

Mesures terrain :

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Hugues Nelisse et Jérémie Voix. 2008. « Méthode de mesures terrain de l'atténuation F-MIRE de protecteurs auditifs durant un quart de travail ». *Canadian Acoustics / L'Acoustique Canadienne*, vol. Vol. 36, p. 3‑10.

0.5.3 Présentations dans des conférences avec comité de lecture;

Mesures terrain :

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Hugues Nelisse. 2007a. « État de l'art et perspectives sur la mesure des performances effectives des protecteurs auditifs en milieu de travail ». In *CIRI 2007 - Congrès International sur l'ingénierie des risques industriels*. (19 décembre 2007).

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Hugues Nelisse. 2009. « L'atténuation effective des protecteurs auditifs au cours d'une journée de travail ». In *CIRI 2009 - Congrès International sur l'ingénierie des risques industriels*. (15 mai 2009).

Nelisse, Hugues, Marc-André Gaudreau, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Jérome Boutin. 2009. « Measurement of effective hearing protection device attenuation during a workshift in industrial plants ». In *InterNOISE 2009*. (2009).

Nelisse, Hugues, Marc-André Gaudreau, Jérémie Voix et Frédéric Laville. 2007. « A preliminary study on the measurement of effective hearing protection device attenuation during a work shift ». In *Noise at Work 2007*. (2007), p. pp. 1295‑1301.

Modélisation et directivité de l'atténuation :

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Hugues Nelisse. 2007b. « Variabilité de l'atténuation des protecteurs auditifs mesurée par la méthode Field-MIRE en fonction de la direction du son incident et des bruits du porteur ». In *CAA annual conference*. (2007), p. 80‑81.

Nelisse, Hugues, Marc-André Gaudreau, Jérémie Voix, Jérome Boutin et Frédéric Laville. 2008. « Variability of hearing protection devices attenuation as a function of source location ». In *Acoustic'08*. (2008).

Sgard, Franck, Kamel Amichi, Hugues Nélisse, Jérôme Boutin et Marc-André Gaudreau. 2010. « Prediction of the vibroacoustic response of earmuffs using a coupled finite element/BEM approach ». In *The 17th International Congress on Sound and Vibration*. (Cairo, Egypt, juillet 2010), p. 1‑8.

Sgard, Franck, Hugues Nelisse, Jérome Boutin, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Marc-André Gaudreau. 2009. « Finite element modeling for the evaluation of sound attenuation of hearing protectors ». In *EuroNOISE 2009*. (2009).

0.5.4 Conférences à titre de conférencier invité;

Mesures terrain :

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Hugues Nélisse, Jérémie Voix et Jérome Boutin. 2008. « L'atténuation effective des protecteurs auditifs au cours d'une journée de travail ». In *midi-conférence de l'ÉREST*. (ÉTS, Montréal, 2008).

0.5.5 Rapports de projet;

Mesures terrain :

Nélisse, H., M. -A Gaudreau, Jérôme Boutin, F. Laville et Jérémie 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*. R-662. Montréal : Études et recherches / Rapport R-662 / IRSST, 1‑106 p.

Modélisation et directivité de l'atténuation :

Sgard, Franck, H. Nélisse, Marc-André Gaudreau, Jérôme Boutin, Jérémie Voix et Frédéric Laville. 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 2 : Étude préliminaire d'une modélisation des protecteurs auditifs par éléments finis*. IRSST - Rapport R-680, 115 p.

0.5.6 Posters.

Mesures terrain :

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Hugues Nélisse et Jérémie Voix. 2009. « Real world HPD attenuation : a new field measurment method using F-MIRE and time signals ». In *NHCA - Annual Hearing Conservation Conference*. (2009).

Gaudreau, Marc-André. 2011. Mesures terrain de la protection auditive : nouvelle méthode pour mesurer l'atténuation effective, utilisant la méthode F-MIRE et les signaux temporels. Colloque annuel de la Direction de la Santé Publique de Montréal

Gaudreau, Marc-André. 2011. Mesures terrain de la protection auditive : nouvelle méthode pour mesurer l'atténuation effective, utilisant la méthode F-MIRE et les signaux temporels. Journée portes ouvertes de l'École de Technologie Supérieure

CHAPITRE 1

ÉTAT DE L'ART

Afin d'évaluer les différences entre la performance laboratoire des certifications et la protection réelle obtenue par les travailleurs, des méthodes de mesures terrain ont été développés et des campagnes de mesures terrain ont été effectuées. L'état de l'art sur les méthodes de mesures terrains et les perspectives de développement sont présentés dans la section 1.1. La section 1.2 présente le lien qui existe entre la mesure REAT de l'atténuation, la méthode subjective classique, et la mesure F-MIRE, méthode objective basée sur des mesures objectives microphoniques. Finalement, la section 1.3 présente un état de l'art sur la modélisation de l'oreille protégée afin de permettre le calcul de la protection obtenue avec un bouchon ou une coquille antibruit, en tenant compte notamment, de l'effet de la position de la source de bruit.

1.1 État de l'art sur les méthodes de mesure terrain

De façon standard, il est convenu de définir l'atténuation d'un protecteur par la perte par insertion, soit la différence entre le signal sonore au niveau du tympan, avec et sans protection. Cette approche est illustrée à la Figure 1.1. La perte par insertion se traduit de l'anglais « Insertion Loss » et est notée par le symbole *IL*. Dans cette figure et celles qui suivent les principes illustrés s'appliquent tant aux protecteurs de type bouchon qu'à ceux de type coquille. Pour des raisons de simplicité, seul un protecteur de type bouchon est présenté afin de simplifier la schématisation.

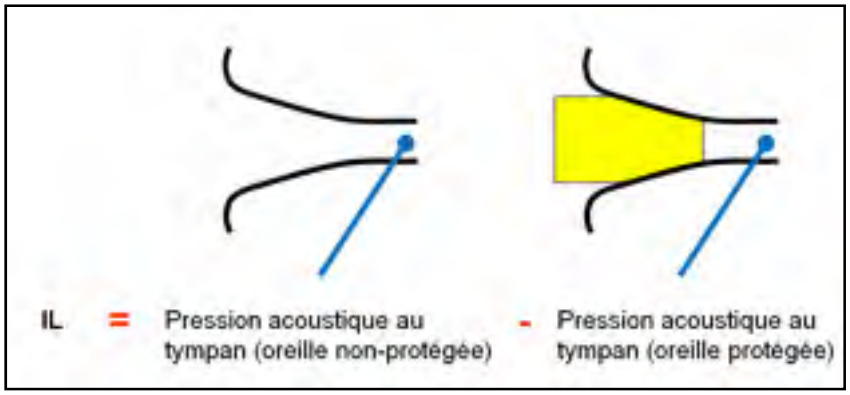


Figure 1.1 : Principe de la mesure de la perte par insertion (*IL*)

Les méthodes classiques de certifications de la protection auditive sont réalisées en laboratoire et permettent de mesurer ou d'estimer la perte par insertion procurée par un protecteur auditif. Le concept même du *IL* (oreille protégée et oreille ouverte), qui sous-entend la répétition du signal dans 2 conditions différentes, rend impossible la mesure du *IL* en continu dans le temps. Pour qu'une méthode puisse permettre de mesurer en continu l'atténuation, les niveaux de pression sous le protecteur et à l'extérieur du protecteur devront être mesurés simultanément. Ces niveaux de pression pourront, par la suite, être corrigés pour permettre une estimation terrain du *IL*. Et si plusieurs méthodes ont été développées, à ce jour pour faire la mesure terrain de l'atténuation, aucune n'a pourtant réussi à s'imposer pour devenir un standard reconnu.

Dans l'évaluation d'un protecteur auditif, il est important de bien comprendre les différents facteurs qui influencent la protection obtenue par le porteur, tel que décrit dans la section précédente. Mais il est aussi essentiel de mesurer, dans des conditions représentatives, le niveau réel de protection du porteur. En 1986, Berger (E. H. Berger, 1986) publiait une revue des méthodes de mesure disponibles à ce jour et, en 2007, proposait une révision 20 ans plus tard (Berger, Voix et Kieper, 2007). C'est en utilisant ces deux textes comme point de départ, ainsi que la revue du même sujet présentée par Hager (Hager et Voix, 2006) en 2006, que la présente revue des méthodes de mesure est construite.

Les différentes méthodes de mesure de l'atténuation des protecteurs auditifs peuvent être divisées en 2 catégories : les méthodes subjectives (section 1.1.1) et les méthodes objectives (section 1.1.2). Les méthodes de mesures subjectives utilisent principalement la technique *REAT* (abréviation de « *Real-Ear Attenuation at Threshold* »). Les méthodes objectives recensées utilisent des instruments de mesure, essentiellement des microphones, pour déterminer les niveaux sonores. Elles sont, principalement, des dérivées de la méthode MIRE (abréviation de « Microphone-in-Real-Ear »). L'utilisation de microphones dans les méthodes de mesure permet, du même coup, l'acquisition en continu dans le temps (section 1.1.3).

1.1.1 Méthodes de mesure subjectives

1.1.1.1 REAT

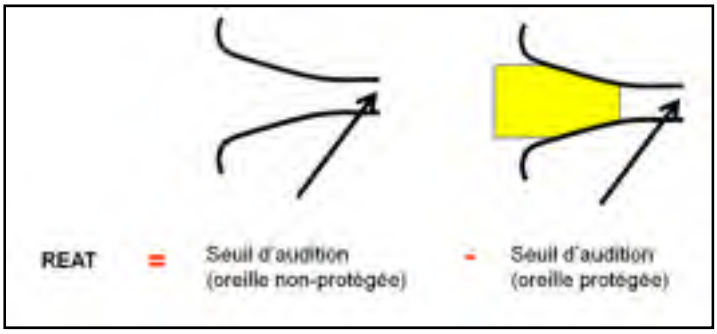


Figure 1.2 : Principe de la mesure *REAT*
(Real-Ear Attenuation at Threshold)

La mesure d'atténuation de type *REAT*, illustrée par la Figure 1.2, est probablement la plus ancienne et certainement la méthode de mesure de l'atténuation des protecteurs la plus utilisée. La mesure du *REAT* est relativement simple. On détermine le seuil d'audition, à différentes fréquences (entre 125 et 8000 Hz), de chacune des oreilles sans protecteur. On refait ensuite la même procédure avec les protecteurs. La différence des seuils, en dB, entre les 2 séries de mesure nous donne l'atténuation obtenue par le port d'un protecteur auditif. Dans ce sens, l'atténuation obtenue par *REAT* est une perte par insertion subjective.

Cette valeur se rapproche de la perte par insertion subjective, définie précédemment (voir Figure 1.2), à l'exception faite qu'on ne peut exclure, lors de la mesure par *REAT*, l'influence des bruits physiologiques du porteur, noté *PN* (abréviation de « physiological noise ») du sujet. En effet, comme les tests sont réalisés au seuil d'audition (faibles niveaux), les bruits physiologiques générés par le sujet lui-même dans l'oreille occluse, vont ajouter un biais aux mesures. La relation entre le *IL* subjectif (noté *REAT*) et le *IL* objectif (noté *IL*) est donnée par :

$$REAT = IL + PN \tag{1.1}$$

Malgré cela, le *REAT* est considéré par la communauté comme le « gold standard » de la mesure de l'atténuation des protecteurs et est accepté comme mesure équivalente du *IL*. Les tests terrain réalisés en utilisant la méthode du *REAT* nécessitent un endroit acoustiquement calme puisqu'ils sont réalisés à des niveaux liminaires. De telles conditions sont évidemment difficiles à trouver en pratique dans les milieux industriels. Il est très important d'avoir un environnement silencieux pour la réalisation des tests puisque le bruit de fond peut venir masquer le véritable seuil d'audition du sujet (E. H. Berger, 1986).

Pour effectuer une mesure d'atténuation, il faut absolument retirer le sujet de son poste de travail et le déplacer dans un endroit silencieux. Cela amène plusieurs problèmes :

1- les mesures ne peuvent s'effectuer que de façon ponctuelle;
2- le sujet n'est pas évalué dans sa position et environnement réels de travail;
3- le niveau sonore étant mesuré au seuil, il n'est pas comparable au niveau de bruit réel auquel le travailleur est soumis;
4- le temps pour évaluer un sujet est grand.

Par contre, le fait que les mesures doivent s'effectuer de façon ponctuelle peut s'avérer un avantage lorsque le protocole fait intervenir des sujets qui sont choisis au hasard. Comme les tests *REAT* ne requièrent, du sujet, aucun équipement autre que ses protecteurs, il est possible d'évaluer un travailleur sans qu'il ne soit préparé à se faire évaluer, limitant ainsi le biais

provoqué quelquefois par un sujet qui peut modifier ses habitudes de travail, le temps de l'étude.

Il existe 2 types de procédures *REAT* qui peuvent être utilisés en milieu de travail : en cabine insonorisée portative ou avec des écouteurs portatifs. Plusieurs études ont été réalisées récemment en utilisant ces procédures (Richard Neitzel, Somers et Seixas, 2006 ; Franks et al., 2003). Une des méthodes utilisées dans les récentes études est le FitCheck™ (voir la Figure 1.3) qui semble donner des résultats comparables aux tests *REAT* en cabine audiométrique(Murphy, Franks et Harris, 1999).

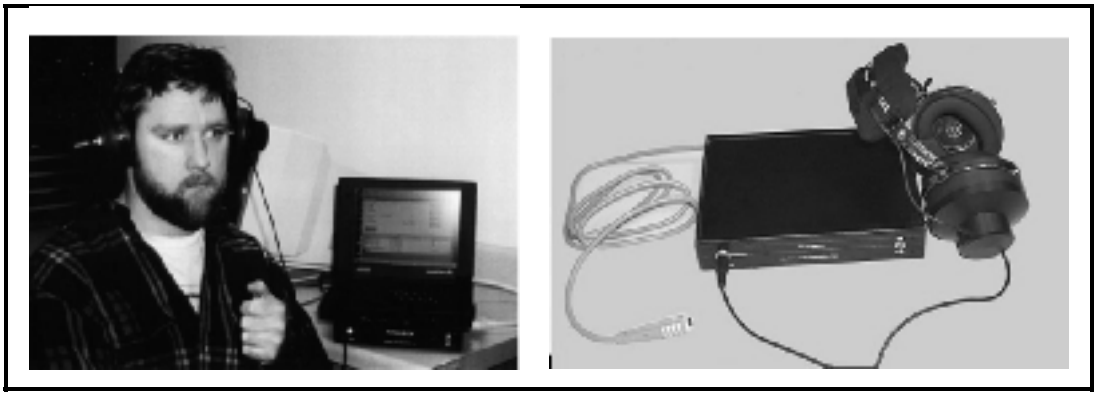


Figure 1.3 : Méthodes de mesures *REAT* en milieu industriel - FitcheckTM
(Source : Michael & ass. inc. Avec l'aimable autorisation de l'auteur)

1.1.1.2 Équilibrage de la sonie (Loudness balance)

Bien qu'encore au stade exploratoire, une étude (Soli, Vermiglio et Larson, 2005) a remis à l'heure du jour, en l'appliquant à la protection auditive, cette technique utilisée en audiologie où on demande au sujet d'équilibrer, selon sa perception, ce qu'il entend dans chacune de ses deux oreilles. Le test utilise des écouteurs, qui peuvent être lacés par-dessus des bouchons protecteurs, dont le niveau sonore d'une des 2 oreilles sert de référence et est fixe (60 dB si oreille non protégée, 100 dB si oreille protégée) alors que l'autre peut être augmenté ou réduit par le sujet lui-même afin d'ajuster la différence de sonie qu'il perçoit entre ses deux oreilles. Les tests doivent être réalisés sur une série de tons purs (les mêmes que pour les tests

du *REAT*). Les tests débutent avec les deux oreilles du sujet sans protecteur afin de calibrer le système aux oreilles du sujet. Le sujet ajoute ensuite un protecteur sur une de ses oreilles, cela permet de trouver l'atténuation du premier protecteur et ensuite, en ajoutant le second protecteur, il est possible d'ajuster à nouveau le système pour déterminer la protection du second protecteur.

L'avantage principal de cette méthode, lorsqu'à maturité, sera de pouvoir aider le travailleur à s'autoapprendre à bien positionner ses protecteurs. En effet, il serait envisageable d'installer dans une usine, des stations d'auto-évaluation où le travailleur pourrait, périodiquement, vérifier l'étanchéité de ses bouchons protecteurs, l'aidant ainsi à détecter si ses protecteurs sont bien positionnés. Un autre avantage de la méthode est qu'elle ne requiert pas nécessairement un endroit silencieux pour réaliser les tests puisque la calibration se fait à 60 dB sous casque. Par contre, le temps nécessaire pour réaliser le protocole complet de mesures se compare au temps nécessaire pour la méthode du *REAT*.

1.1.2 Méthodes de mesure objectives

Plusieurs méthodes de mesures ont été développées afin d'obtenir des mesures objectives, avec pour but, non seulement d'obtenir des données qui ne sont pas basées sur le jugement des sujets d'étude, mais aussi de permettre de réduire le temps de mesure nécessaire par sujet, les méthodes utilisant le *REAT* étant reconnues pour être chronophages.

1.1.2.1 F-MIRE

Le concept de la méthode MIRE (Microphone in Real-Ear) est, comme son nom l'indique, d'aller positionner un microphone miniature dans l'oreille sous le protecteur afin d'aller mesurer les niveaux de pression acoustique dans le canal auditif. Il existe cependant beaucoup de possibilités quant à l'effet de position du microphone par rapport au tympan et à l'utilisation de la valeur mesurée pour aboutir à une valeur d'atténuation comparable avec ce qu'on obtient classiquement, soit la perte par insertion *IL*. Une quantité utile pour expliquer les diverses utilisations de cette mesure est l'affaiblissement sonore théorique NR_0 (*NR* est

l'abréviation de « *Noise Reduction* » et l'indice 0 est utilisé pour identifier ce *NR* théorique (tel que défini dans la littérature et sera simplement nommé *NR* pour la suite de la thèse), défini à la Figure 1.4. Cet affaiblissement est représenté par la différence des deux niveaux sonores suivants : 1) dans le champ acoustique qui existerait sans la tête du porteur du protecteur et 2) au tympan de l'oreille protégée. On le qualifie de « théorique », car en pratique, il est impossible de mesurer simultanément le niveau qui existerait sans la tête et celui au tympan.

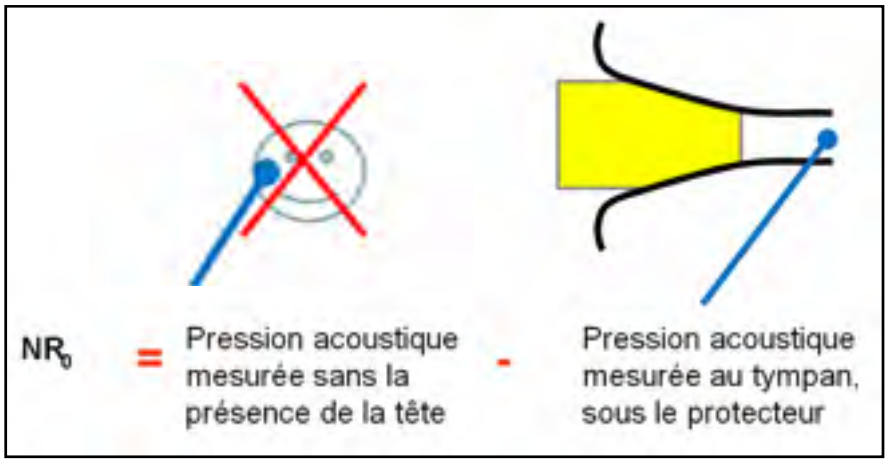


Figure 1.4 : Calcul de l'affaiblissement sonore théorique (NR_0)

La différence entre la perte par insertion (*IL*)et l'affaiblissement sonore (*NR*) est un facteur appelé *TFOE*, la fonction de transfert de l'oreille externe (abréviation de « Transfer function of the outer ear »)(Kusy et Damongeot, 1996 ; Voix et Laville, 2009 ; Nélisse et al., 2015). La *TFOE* est spécifique à chaque sujet (Casali, Mauney et Burks, 1995) et au type d'excitation, mais peut être estimée à l'aide des facteurs de *TFOE* moyens disponibles des normes (ISO, 2000), voir Figure 1.5.

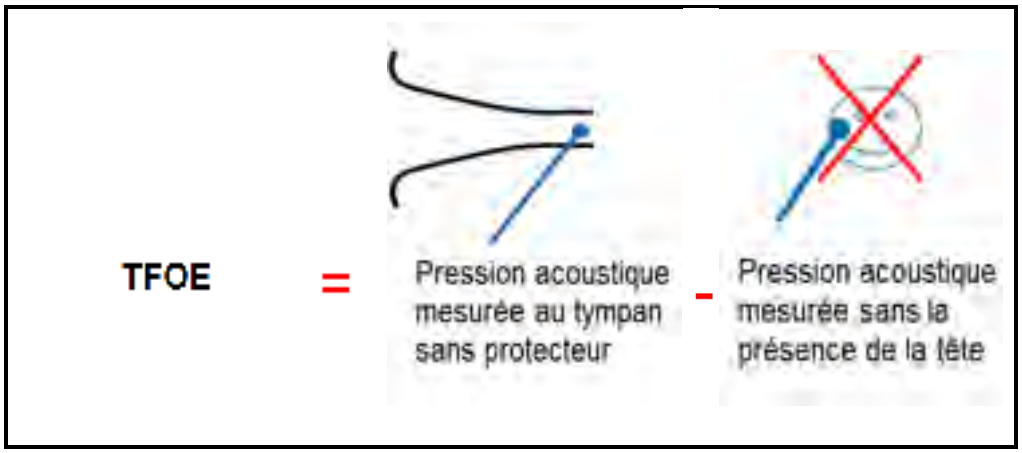


Figure 1.5 : Calcul de fonction de transfert de l'oreille externe (*TFOE*)

Le *IL* peut donc être estimé à partir des paramètres *NR* et *TFOE* par une simple addition de leurs valeurs en dB :

$$IL = NR_n + TFOE \tag{1.2}$$

Il est généralement accepté que ce *IL* obtenu par une méthode MIRE idéale est une mesure équivalente à la valeur *REAT* même si ces deux approches donnent des estimés différents : les tests MIRE ne tiennent pas compte de la conduction osseuse, mais en contrepartie, ils ne sont pas influencés, comme le *REAT*, par l'effet de masquage du bruit physiologique qui résulte du phénomène d'occlusion (Berger et Kerivan, 1983) de l'oreille par le protecteur, phénomène beaucoup plus important pour des bouchons que pour des coquilles.

Le *NR* de la méthode MIRE est une quantité difficilement mesurable sur le terrain, car l'introduction d'une sonde microphonique proche du tympan est une manipulation délicate généralement réservée à des conditions de laboratoire. Pour répondre à cette problématique, la méthode de terrain appelée F-MIRE (pour « Field » MIRE) (Voix, 2006 ; Hager et Voix, 2006) utilise une approximation du *NR* en mesurant les champs sonores à l'extérieur et sous le protecteur. La valeur ainsi obtenue, notée ici NR^*, nécessite une correction supplémentaire pour tenir compte des deux phénomènes suivants : 1) la pression sonore à l'extérieur du protecteur n'est pas tout à fait celle qu'il y aurait au même endroit, si la tête était absente; 2)

la mesure de la pression sonore à l'intérieur du protecteur n'est pas tout à fait le même que la pression au tympan. Cette méthode est illustrée par la Figure 1.6. En pratique, une façon de procéder pour estimer le *REAT* en corrigeant le NR^*, est d'utiliser un seul facteur de correction, appelé aussi facteur de compensation, qui inclut une correction moyenne pour les deux phénomènes mentionnés ci-dessus (ce qui permet d'obtenir *NR*), une correction pour la *TFOE* (qui, d'après l'équation 2, permet d'obtenir le *IL*) et une dernière correction pour *PN* (qui, d'après l'équation (1.2), permet d'obtenir le *REAT*)

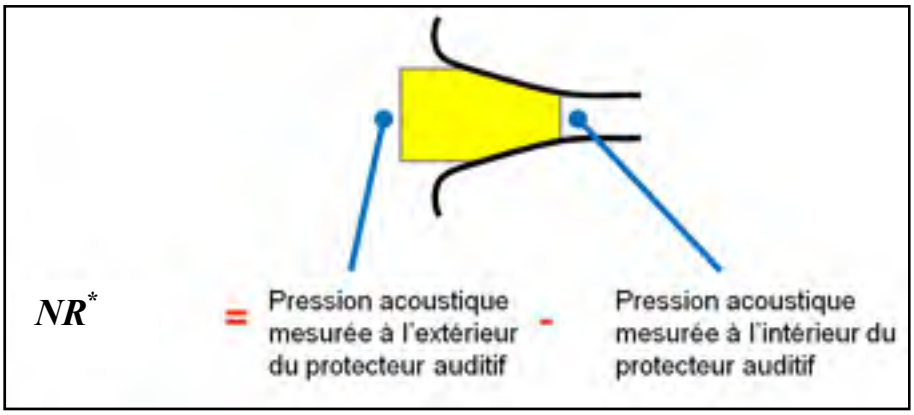


Figure 1.6 : Calcul de l'affaiblissement sonore mesuré (NR^*)

Pour implémenter cette méthode sur des bouchons, Voix et Laville (Voix et Laville, 2002) ont développé un « doublet microphonique », incorporant à l'intérieur d'un petit cylindre, deux microphones qui servent aux mesures à l'intérieur et à l'extérieur du protecteur. Les résultats obtenus par cette méthode sont très prometteurs, mais actuellement limités à l'évaluation de la protection obtenue par des bouchons protecteurs (moulés ou jetable). Le dispositif de mesure est illustré sur la Figure 1.7 dans le cas d'un bouchon jetable en mousse. L'avantage incontesté de cette méthode, en plus de son caractère objectif qui lui confère une plus faible variabilité que les méthodes subjectives telles que la méthode *REAT*, est sa rapidité d'exécution, qui permet l'évaluation complète de la performance des protecteurs en quelques secondes. La méthode pourrait notamment être utilisée en milieu industriel pour aider à la formation des travailleurs afin de leur confirmer que leur façon de positionner leur protecteur est adéquate.

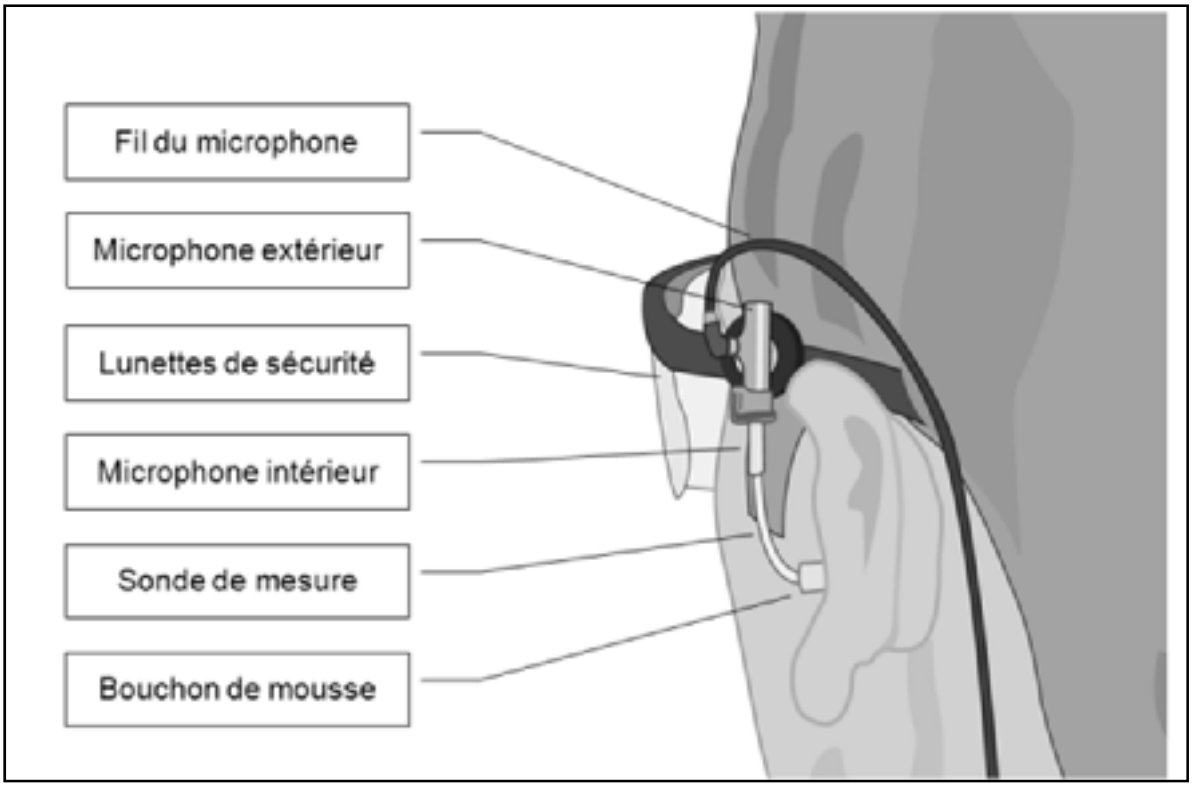


Figure 1.7 : Illustration du système de mesure F-MIRE pour bouchon de mousse jetable (Source : AEARO Company. Adaptée avec l'aimable autorisation de l'auteur)

1.1.2.2 DPOAE (Distortion product otoacoustic emission)

La DPOAE est utilisée en audiologie pour détecter certains problèmes auditifs. Il s'agit d'une réponse, autogénérée, à la stimulation de 2 tons purs, émise par les cellules auditives externes (CAE) vers le conduit auditif. Le signal produit par les CAE est appelé « émission otoacoustique », de l'anglais « otoacoustic emission » (OAE). En d'autres termes, en émettant 2 tons purs déterminés vers l'oreille d'un sujet possédant une audition normale, son oreille interne générera un ton pur OAE vers l'oreille externe. En utilisant un microphone, inséré dans le conduit auditif du sujet, on peut alors mesurer la pression acoustique des OAE. La méthode de mesure est représentée par la Figure 1.8 qui suit :

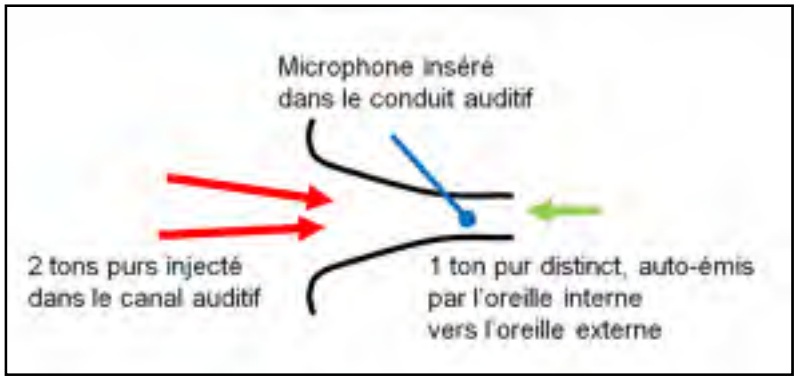


Figure 1.8 : Émission otoacoustique (DPOAE)

Comme les CAE sont les cellules de l'oreille qui présentent en premier les signes de dommage dus au bruit, l'amplitude du signal des OAE donne une mesure du fonctionnement des CAE. Dans une étude sur la perte d'audition de jeunes travailleurs de la construction, les changements dans le temps des résultats de DPOAE des sujets ont été corrélés à la perte d'audition(Hager, 2006). Ces résultats laissent entrevoir la possibilité d'établir une relation entre l'amplitude du signal des OAE et l'amplitude des tons purs utilisés.

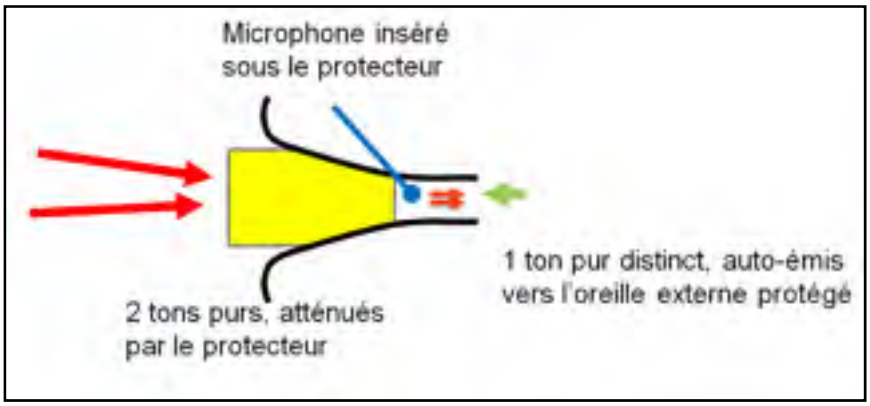


Figure 1.9 : Mesure de l'atténuation par les émissions otoacoustiques (DPOAE)

En ce qui concerne la protection auditive mesurée par la méthode de la DPOAE, les écrits à ce sujet sont rares, mais il y a au moins une étude recensée de l'usage de la DPOAE afin de mesurer l'atténuation donnée par un protecteur (Knaus, Dietz et Musiek, 2004), la méthode

étant décrite à la Figure 1.9. Bien que la méthode soit objective et basée sur l'usage d'un microphone inséré dans l'oreille, le sujet mesuré doit posséder, pour que les mesures soient valables, une audition parfaite, sinon, le signal des OAE ne donnera pas un résultat utilisable. De plus, comme la réponse des CAE au stimulus s'affaiblit quand la dose du sujet augmente, il sera impossible d'utiliser cette méthode pour mesurer l'atténuation réelle des protecteurs en milieu industriel.

1.1.2.3 Évaluation audiologique des potentiels évoqués du tronc cérébral (ABR pour « Auditory brainstem response »)

Il y a très peu d'études expérimentales à ce sujet (Wilde et Humes, 1987 ; Zera et al., 2007). Il s'agit d'une méthode qui associe le stimulus auditif à une mesure de l'activité cérébrale en collant des électrodes sur la tête de sujets. Bien que les équipements de mesures afin de mesurer l'activité cérébrale reliée à l'audition existent, le problème majeur de la méthode, appliquée à la mesure de l'atténuation de protecteurs auditifs, se situe au niveau de la grande variabilité des résultats qui dépendent de la procédure utilisée (Zera et al., 2007 ; Valentin, John et Laville, 2014). Pour l'instant, cette méthode pourrait trouver son utilité, particulièrement, pour les bruits impulsifs de hauts niveaux (bruits difficilement mesurables avec les instruments de mesure de pression acoustique).

1.1.3 Perspectives axée sur la prise de mesure en continu

Dans la conclusion d'une étude portant sur une technique utilisant la méthode MIRE, Lancaster y prévoit l'apparition, pour bientôt, d'un système portatif de mesure terrain utilisant la méthode MIRE, développement ultime, selon lui, de tous les programmes de conservation de l'ouïe (Lancaster et Casali, 2005). De cette conclusion, il est possible de dégager deux points importants pour le développement d'une méthode de mesures terrain optimale :

1. la mesure doit être objective;
2. elle doit être réalisée temps continu.

En étant objective, la mesure peut se faire sans trop de perte de production. Si en plus, elle se fait de façon continue, elle doit être portative afin de ne pas déranger, ou modifier, la façon de travailler du sujet d'étude. L'avantage ultime d'une méthode en continu est de prendre en compte les facteurs influençant l'atténuation réelle (sujet discuté à la section 1.1), chose qu'il est très difficile de faire, voire impossible, avec les méthodes de mesures ponctuelles.

Il y a eu une grande évolution technologique qui s'est déroulée depuis les premiers enregistrements. De nos jours, les développements en miniaturisation nous offrent la possibilité d'équiper un travailleur avec un enregistreur suffisamment compact pour ne pas déranger ses mouvements (Nélisse *et al.*, 2007). C'est en 1993, alors que les appareils n'étaient pas encore suffisamment compacts pour être portés directement par les travailleurs, qu'une étude utilisant des émetteurs radios en permettant ainsi l'enregistrement de données audio à distance a été effectuée (Durkt, 1993). Il s'agit de la première étude de mesure de l'atténuation en continu recensée.

Trois méthodes de mesures terrain qui permettent d'obtenir, de façon objective et continue, soit l'atténuation réelle des protecteurs ou soit la dose réelle du travailleur sont présentées dans ce qui suit :

1.1.3.1 Mesures en continu par dosimétrie

Un dosimètre de bruit est un appareil généralement utilisé pour la détermination du niveau de pression acoustique global pondéré A équivalent en terme de risque auditif au bruit fluctuant auquel a été soumis un travailleur pendant un temps donné. Une méthode basée sur la mesure par dosimétrie a été proposée par Michael (Burks et Michael, 2003),tel que montré à la Figure 1.10. Le système a depuis été acquis par Sperian Protection et est maintenant distribué sous le nom de QuietDose™. Le système est composé d'un microphone miniature inséré sous le protecteur (bouchon ou coquille) auquel un analyseur continu est relié (voir Figure 1.10). Quand le protecteur est en position, le niveau mesuré par le dosimètre est le niveau protégé. Par contre, si le sujet enlève ses protecteurs, le microphone continue à mesurer le

niveau d'exposition, mesurant ainsi la vraie exposition au bruit du travailleur. Le portrait global de cette mesure tend à donner l'exposition réelle du travailleur, en tenant compte, à la fois, de la qualité du protecteur, de son bon positionnement, mais aussi de son temps de port. La méthode, lorsqu'utilisée quotidiennement, permet de déceler, rapidement, les travailleurs qui ne sont pas adéquatement protégés contre les bruits de leur environnement de travail. La méthode présentée ici s'inspire de la méthode MIRE, mais est davantage basée sur le calcul de l'exposition reçu par le travailleur (dose). Elle a l'avantage de donner au travailleur la quantité d'énergie sonore qu'il a reçue durant son quart de travail. Bien que dans le protocole de cette méthode, il y ait calibration dans le champ sonore ambiant, comme le système ne possède qu'une voie d'enregistrement, il ne reste à la fin de la journée de mesure que très peu d'information sur l'environnement dans lequel le travailleur se trouvait.

a) b)

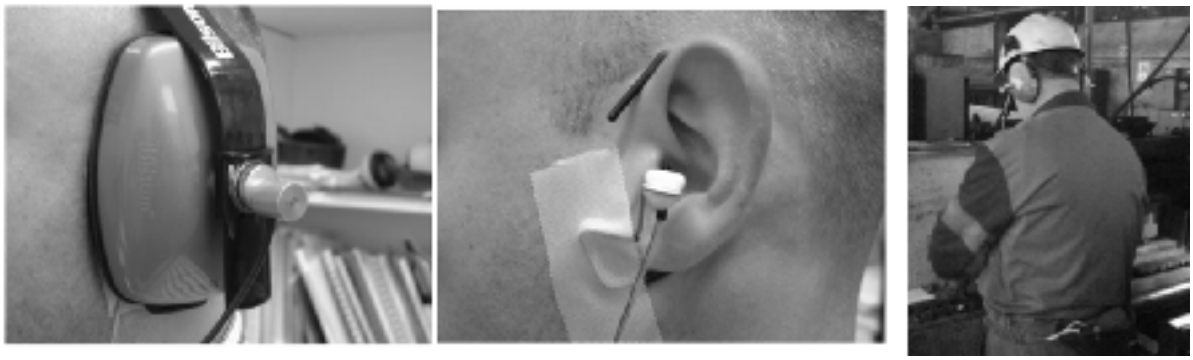
Figure 1.10 : Mesure par dosimétrie de la dose réelle (système Dosebusters)
a) Équipement de mesure dosimétrique, b) Travailleur instrumenté
(Source : Michael & ass. inc. Avec l'aimable autorisation de l'auteur)

Cette méthode est le fruit de plusieurs études publiées dans les 25 dernières années. La première étude recensée utilisant cette méthode date de 1983 (Chung, Hardie et Gannon, 1983). L'année suivante, Goff et Blank (Goff et Blank, 1984) arrivaient à la conclusion, en utilisant une procédure semblable, que les valeurs de protection NRR étaient surévaluées. Récemment, un système à dosimètre a été utilisé pour effectuer des mesures terrain (Burks et

Michael, 2003) et d'autres études sont en cours, utilisant cette méthode de façon extensive (Dixon-Ernst, 2007). En se basant sur la logique de mesure MIRE, il serait possible d'équiper un travailleur avec 2 dosimètres et ainsi ajouter à la dose réelle du travailleur, la mesure dosimétrique du champ dans lequel il se trouve. Il serait alors possible de déterminer l'atténuation réelle obtenue par le port d'un protecteur auditif. Une étude récente (Wu et al., 2013) utilisant le Dosebuster a été réalisée avec des mineurs de charbon. Les résultats sont encore une fois en accord avec près de 50% des travailleurs qui ne portent pas ou qui sont mal protégés par leurs protecteurs auditifs.

1.1.3.2 Mesure fréquentielle de l'atténuation, en continu

Une étude, utilisant une méthode basée sur l'approche MIRE, a été présentée par Kotarbinska et al (Kotarbinska, Kozlowski et Barwicz, 2007 ; Kotarbinska et Kozlowski, 2009). L'étude visant à mesurer l'atténuation de coquilles de protection, un microphone est installé sous le protecteur de chaque oreille, l'autre étant attaché sur le protecteur, tel que représenté à la Figure 1.11. Le système d'enregistrement étant un analyseur sonore quatre voies, les données recueillies sont archivées sous forme de spectres fréquentiels en bandes de tiers d'octave, cela pour chacun des 4 microphones.



a) b) c)

Figure 1.11 : Méthode de mesures fréquentielles de l'atténuation, en continu. a) microphone externe, b) microphone interne, c) système complet avec l'analyseur à la ceinture du sujet (Source : Noise At Work 2007, Lille, France. Avec l'aimable autorisation de l'auteure)

Il s'agit d'une des premières études à être présentée qui enregistre les données de la protection en continu, ce qui constitue une percée importante dans les techniques de mesure terrain. Cette étude donne des résultats intéressants sur la protection réelle obtenue par des travailleurs pendant leur journée de travail. Depuis, une nouvelle étude (Kozlowski et Kotarbinska, 2008) utilisant la même technique a été publiée, il y est énoncé certaines variations mesurées en fonction des différents champs sonores évalués. Il s'agit, somme toute, des mêmes variations rencontrées lors des mesures de la présente étude et qui ont justifié le développement d'un modèle numérique pour mieux les comprendre.

1.1.3.3 Mesure de l'atténuation basée sur l'analyse de l'enregistrement en continu des signaux microphoniques temporels.

Semblable à la méthode exposée en 1.1.3.2, cette méthode consiste à, non pas enregistrer le spectre fréquentiel des 2 microphones, mais bien le signal temporel des microphones. En d'autres termes, le signal temporel complet de chaque microphone est enregistré en continu sur des enregistreurs. Cette méthode rend complexe l'interprétation des résultats, car on y enregistre la parole et l'ensemble des événements qui se sont produits durant le temps d'enregistrement. Elle permet toutefois une analyse beaucoup plus sensible quant aux différents facteurs qui influencent l'atténuation.

La méthode de mesure développée aux fins de la présente thèse est basée sur cette approche (Nélisse et al., 2007 ; Gaudreau, Laville, Nélisse, et al., 2008). Aussi, quelques années plus tard, Kusy (Kusy et Châtillon, 2012) a présenté une étude similaire pour mesurer des protecteurs de type bouchon moulé. Cette étude, bien que complémentaire en soi, apporte peu de nouveauté puisqu'on n'y discute ni de la position des microphones ni des facteurs de corrections nécessaires pour obtenir une valeur approchée de l'atténuation que le protecteur donne réellement.

Cette méthode basée sur des enregistrements temporels, permet notamment d'obtenir des spectres en bandes fines, en tiers d'octave, ou autre ainsi que d'évaluer la présence de paroles, les problèmes de communication, la présence de bruits non corrélés, etc.

1.1.4 Conclusion de l'état de l'art sur les méthodes de mesures terrain

L'importance de développer un système de mesures terrain afin d'être enfin capable d'évaluer la protection réelle d'un travailleur est une problématique qui est apparue dès les premières études terrain au milieu des années 70. Plusieurs méthodes ont été développées, mais aucune d'entre elles n'a été reconnue et acceptée par la communauté scientifique. Et bien qu'en 1997, la méthode de certification des protecteurs ait été modifiée pour inclure le « subject-fit » qui réduit la performance attendue des protecteurs afin de l'approcher des valeurs terrain réelles, l'incertitude quant à la protection réelle des travailleurs est encore aujourd'hui bien présente.

Dans les faits, peu importe l'atténuation d'un protecteur obtenue lors de sa certification, plusieurs facteurs viennent influencer son atténuation réelle en situation de travail. Ces facteurs sont entre autres : le temps de port, le confort physique et auditif, la formation des travailleurs au bon positionnement de leurs protecteurs, le type d'environnement sonore, etc. Ces facteurs sont souvent difficiles à reproduire en laboratoire et sont spécifiques à chaque individu, à chaque situation de travail. Ils ont pourtant une grande influence sur la protection des travailleurs et doivent être tenus en compte dans la mesure de l'atténuation réelle.

Parmi les techniques de mesure terrain existantes, aucune ne peut être considérée comme optimale. Les techniques de mesure subjective, comme le *REAT* et l'équilibrage de la sonie, pour prendre en compte les variations de l'atténuation durant la journée de travail, devront être accompagnées d'un questionnaire qui permet de pondérer les résultats d'atténuation obtenus. Les techniques objectives, quant à elles, sont encore, pour la plupart, au stade exploratoire. La méthode F-MIRE, qui est la plus utilisée et la plus acceptée des méthodes objectives, permet d'obtenir des atténuations se comparant aux valeurs subjectives *REAT*, mais avec une plus faible variabilité. Cependant, dans l'état actuel des choses sur le terrain, les mesures F-MIRE ne sont que ponctuelles et n'apportent aucune information additionnelle sur les facteurs influençant l'atténuation.

Afin d'inclure l'influence de ces facteurs, la méthode optimale de mesure terrain devra non seulement être objective, mais la mesure devra se faire de façon continue durant la période complète d'exposition au bruit du travailleur. Une telle méthode de mesure a pour avantage de mesurer la protection du travailleur dans son environnement réel, aux niveaux réels d'exposition au bruit, sans perte de temps et sans modifier son comportement. En plus de la mesure de la protection réelle, elle permet de prendre en compte l'influence des facteurs qui modifient l'atténuation obtenue par un protecteur ainsi que d'aider à leur compréhension. Pour ces raisons, le choix de la méthode F-MIRE s'impose dans le présent travail. Il est donc important de présenter plus en détail cette approche et les études y sont rattachées afin de bien faire ressortir les principaux facteurs la reliant à l'approche subjective du *REAT*. C'est ce qui est proposé dans la section suivante.

1.2 État de l'art sur la méthode F-MIRE

La sous-section 1.2.1 permet de définir les relations entre les mesures et les données laboratoires normalement utilisées pour définir l'atténuation des protecteurs, nommément la perte par insertion (*IL*) et le *REAT* (real ear attenuation at threashold). Finalement, la sous-section 1.2.2 présente, à l'aide des indicateurs développés à la section 1.2.1, les difficultés rencontrées lors des mesures et qui, pour l'instant, limitent la précision des résultats obtenus par la méthode de mesures terrain développée.

Les figures de cette section présentent des protecteurs de type bouchon et, généralement, les notations utilisées pour les variables sont telles que définies dans les travaux de Voix (Voix, 2006), Cependant, la même analyse, adaptée pour les protecteurs de type coquille, sera présentée au chapitre 2 et de nouvelles notations pour les variables y seront définies.

1.2.1 Définition des grandeurs mesurées avec la méthode F-MIRE

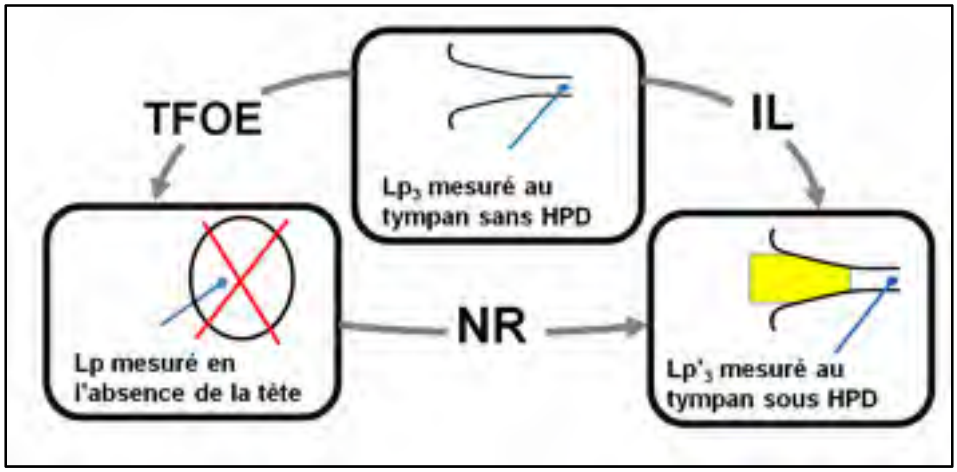


Figure 1.12 : Lien entre les mesures du *IL*, du *NR* et de la *TFOE*

La Figure 1.12 a été développée dans le cadre de la présente étude afin de faciliter la compréhension des grandeurs mesurées par la méthode F-MIRE dans les travaux passés. Une version complète et plus élaborée sera présentée au chapitre suivant, incluant une actualisation des noms pour définir les points de mesure et les fonctions de transfert de la méthode. Chaque bulle représente un point de mesure microphonique et la flèche indique la fonction de transfert entre les deux points de mesures.

Quelques études comparatives ont été publiées dans le passé sur le lien qui existe entre le *IL* et *NR*. Casali et al (Casali, Mauney et Burks, 1995) présente des comparaisons entre le *NR* et le *IL* pour des coquilles antibruit. Des résultats comparables y sont obtenus à condition que les valeurs du *NR* soient compensées par une fonction de transfert de l'oreille ouverte (*TFOE* – Transfer function of the open ear). Ces résultats corroborent les travaux de Berger (E. H. Berger, 1986). Dernièrement, des travaux semblables sur les casques avec réduction active du bruit ont été réalisés par Perala et Casali (Perala et Casali, 2009). La Figure 1.12 présente la relation entre les 3 indicateurs décrits par l'équation suivante :

$$IL = NR + TFOE \tag{1.3}$$

Mais même dans un contexte laboratoire, la mesure objective du *IL* est, encore aujourd'hui, très difficile, voire impossible, à obtenir. C'est dans ce but que des têtes artificielles appelées couramment ATF (acoustical test fixture) ont été développée à l'origine, permettant de littéralement remplacer le tympan par un microphone et ainsi permettre les mesures de *IL* objective. De façon subjective, les mesures au seuil d'audition (*REAT*) représentent une approximation de la perte par insertion, car elle est biaisée par le masquage par les bruits physiologiques (*PN*).

$$REAT = IL + PN \tag{1.4}$$

Pour réaliser des mesures objectives sur sujet humain, l'usage du *NR* (noise reduction) a été proposé. Sa valeur mesurée et corrigée pour les effets de tube est renommée dans cette thèse NR^* (équivalent au NR_C dans les travaux de Voix où NR_* est la valeur mesurée sans correction de l'effet de tube). La difficulté rencontrée pour obtenir le *NR* est qu'il faut obtenir la mesure du niveau d'exposition, soit la mesure du niveau du bruit mesuré au centre de la tête du sujet, en son absence, tel qu'illustré à la Figure 1.12. La mesure F-MIRE sur le niveau protégé et le niveau externe étant réalisée en temps réel, il est impossible de produire une valeur exacte du niveau d'exposition (niveau du champ sonore en l'absence de la tête). Par conséquent, le NR^* devra être compensé pour obtenir le *IL*. La compensation à apporter inclue la $TFOE$ et les autres fonctions de transfert entre le NR^* et le *IL*. Pour définir ces fonctions de transfert, la représentation des points de mesure en oreille protégée et non-protégée est utilisée (voir Figure 1.13).

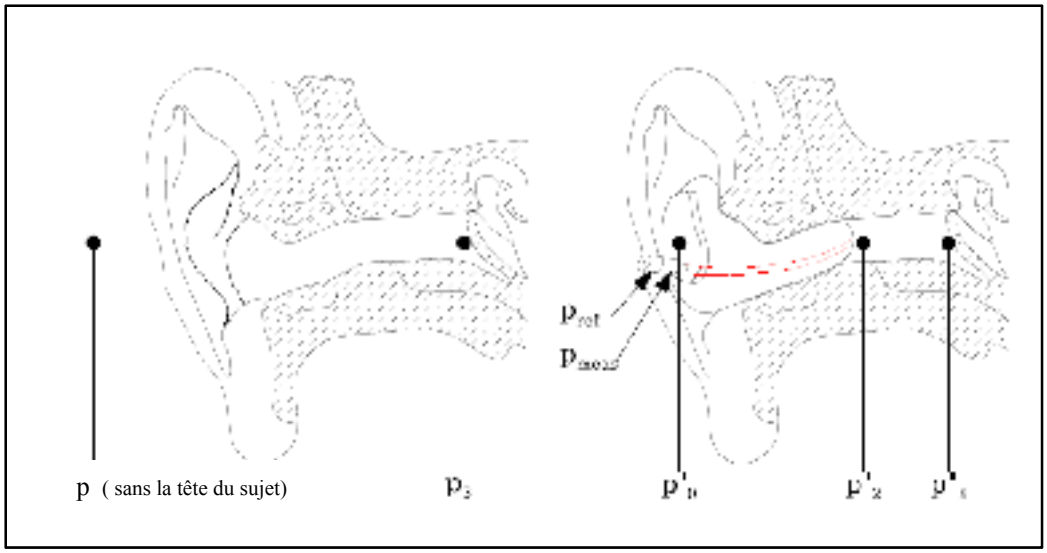


Figure 1.13 : Schéma de la position des points de lecture de pression acoustique pour une oreille non-protégée (gauche) et protégée (droite).
(Source : J. Voix - 2006. Avec l'aimable autorisation de l'auteur)

Les primes (') définissent l'oreille occluse.

On obtient donc NR^* :

$$NR^* = 20\log_{10}\left(\frac{p_{ref}}{p_2'}\right) = NR_C = NR_* - 20\log_{10}\left(\frac{p_{meas}}{p_2'}\right) \tag{1.5}$$

Le *NR* se définit comme :

$$NR = 20\log_{10}\left(\frac{p}{p_3'}\right) \tag{1.6}$$

L'équation suivante permet de définir le *NR* en fonction du NR^* :

$$NR = 20\log_{10}\left(\frac{p}{p_{ref}} \times \frac{p_{ref}}{p_2'} \times \frac{p_2'}{p_3'}\right) \tag{1.7}$$

Tel que défini à l'équation (1.2), le *IL* est la somme du *NR* et de la $TFOE$.

$$IL = 20\log_{10}\left(\frac{p}{p_{ref}} \times \frac{p_{ref}}{p_2'} \times \frac{p_2'}{p_3'} \times \frac{p_3}{p}\right) = 20\log_{10}\left(\frac{p_3}{p_3'}\right) \tag{1.8}$$

avec :

$$TFOE = 20\log_{10}\left(\frac{p_3}{p}\right) \tag{1.9}$$

1.2.2 Imprécision attendue des résultats terrain

L'idée de développer une méthode de mesure terrain basée sur la méthode F-MIRE émane des travaux de Voix et Laville sur les bouchons moulés. Lors du développement de la méthode F-MIRE, des mesures comparatives entre les valeurs F-MIRE et *REAT* ont été réalisées sur des échantillons statistiques afin de pouvoir relier les 2 mesures. Comme les 2 mesures (*REAT* et F-MIRE) étaient réalisées sur les mêmes positionnements, dans des conditions acoustiques contrôlées, il a été possible de déterminer un facteur de compensation englobant l'ensemble des termes présent dans l'équation (1.8) autre que le NR^*. Comme les comparaisons étaient réalisées sur des mesures REAT, l'effet du masquage par le bruit physiologique est aussi pris en compte dans le facteur de compensation de Voix. Tels que :

$$REAT = NR^* + F_{comp} \tag{1.10}$$

L'intérêt du facteur de compensation utilisé par Voix dans ses travaux est de ne pas avoir à définir singulièrement les différents termes englobés dans ce facteur, réduisant le facteur de compensation à une constante pour une bande de fréquence donnée. En effet, comme les mesures du F-MIRE original sont toujours en incidence frontale, avec la même source à la même distance du sujet, la comparaison avec les données REAT obtenues pour les mêmes protecteurs permet une soustraction qui, d'un coup, détermine F_{comp}, ce résultat ne serait

d'ailleurs pas valable pour une incidence autre que frontale. En prenant ces travaux comme point de départ, les chercheurs de la présente recherche auront sous-estimé 2 points importants : (i) de négliger le niveau de difficulté engendré par la mesure F-MIRE en continu, sur coquilles, comparativement à la mesure sur bouchon moulé et (ii) de négliger l'effet de l'incidence de la source sur les termes regroupés dans le facteur de compensation.

(i) Premièrement, avec l'objectif d'aller mesurer directement les travailleurs dans leur milieu de travail avec leurs propres protecteurs, il fallait s'attendre à mesurer la protection des travailleurs sur différents modèles de coquilles. Ces différents modèles ont des géométries et des matériaux qui diffèrent grandement, ce qui influence les mesures. Pour le bouchon moulé, tel que montré par Voix et Laville, la position des microphones ne peut être modifiée, alors que pour les coquilles, il aura fallu choisir une position tant pour le microphone externe que pour le microphone interne. L'effet du positionnement de ces microphones est discuté plus loin. Tant la géométrie que la position des microphones ajoutent une complexité quant à l'évaluation aux différents facteurs reliant le NR^* au IL.

(ii) Deuxièmement, si les paramètres de la source utilisés pour le F-MIRE développé par Voix et Laville sont constants et contrôlés, en milieu industriel, l'orientation de la tête variera constamment par rapport à la source dominante du bruit environnant. Cet aspect crucial, à lui seul, justifie les actions entreprises afin de mieux comprendre l'effet du positionnement de la source sur les mesures d'atténuation. Ces actions font l'objet de la seconde partie de la thèse. La section suivante ainsi que les chapitres 5 et 6 permettront de mieux mettre en perspective cette problématique. On doit noter cependant, que seul le NR^* a été mesuré lors de la campagne de mesure terrain réalisée pour la première partie de la thèse. L'effet de la position de la source n'est donc pas tenu en compte dans les résultats terrain, mais y est discuté.

1.3 État de l'art sur les modèles FEM en lien avec la variation du NR^* en fonction de l'angle d'incidence de la source

La présente sous-section a deux objectifs spécifiques, soit (i) de traiter du phénomène relié à la variation de l'atténuation mesurée par la méthode F-MIRE en fonction de la provenance de la source sonore, mais aussi (ii) d'établir l'état de l'art sur les modèles numériques d'une oreille protégée. La majorité du travail sur l'état de l'art de cette section aura été présentée dans les rapports finaux sur le projet ETSPA (Nélisse *et al.*, 2010 ; Sgard *et al.*, 2010).

(i) Phénomène relié à la variation de l'atténuation mesurée

Plusieurs études utilisant la différence entre deux microphones (pression interne et externe du protecteur) ont été publiées au cours des dernières années (Nélisse *et al.*, 2012 ; Gaudreau, Laville, Nélisse, *et al.*, 2008 ; Kotarbinska et Kozlowski, 2009 ; Kusy et Châtillon, 2012). Si certaines d'entre elles proposent des facteurs de compensation pour relier leur mesure au *IL*, aucune ne fait état de la variation de ces liens en fonction de l'incidence du son.

En ce qui concerne la relation entre le NR^* et le *IL*, si les liens reliant les variables tels la *TFOE* ainsi que le TF'_{ext} sont connu comme étant des indicateurs qui varient en fonction de l'angle d'incidence de la source. Plusieurs études ont été réalisées sur la variation connue de la *TFOE* (Hammershoi et Moller, 1996 ; Cheng et Wakefield, 2001 ; Møller *et al.*, 1995 ; Takane *et al.*, 2002). En ce qui concerne les autres liens, tels la TF'_{ext}, la TF'_c ou le NR^*, seuls les travaux de Hagerman (Hagerman *et al.*, 1996) sur les bruits impulsifs et les travaux préliminaires de l'auteur concernant la variation du NR^* ont été recensés. Ces travaux ont tout de même permis de trouver des patrons répétables de directivité en fonction de l'angle d'incidence. Les variations par bandes de fréquence tiers d'octave atteignent ±10 dB.

En somme, l'amplitude de la variation est du même ordre de grandeur que la valeur de la protection obtenue en laboratoire par les méthodes reconnues actuellement. Comme exemple de l'importance de l'angle d'incidence de la source sonore sur l'atténuation, on peut citer les

nombreuses études qui ont été réalisées sur la transmission à travers une paroi pour une incidence oblique, cela sur des structures plane ou courbée, principalement pour l'industrie de la construction et du transport (Brutel-Vuilmet, C., Guigou-Carter, C. et Villot, M., 2007 ; Davies et Gibbs, 1981 ; Munjal, 1993).

(ii) État de l'art sur les modèles numériques d'une oreille protégée

Concernant la variabilité de l'atténuation en fonction de l'angle d'incidence de la source, aucun modèle sur le sujet n'a été trouvé dans la littérature. Dans le passé, des modèles analytiques et numériques d'une oreille occluse, tant pour des bouchons que pour des coquilles, ont été développés. Les premiers modèles, principalement analytiques, datent des années '50 (Zwislocki, 1961 ; Zwislocki, 1955 ; Shaw et Thiessen, 1958) et ont été améliorés avec les années (Schroeter et Posselt, 1986 ; Sides, 2004). Ces modèles étaient valides en basses fréquences. À plus haute fréquence, des simplifications limitaient l'application de ces modèles.

Dès les années '90, avec l'augmentation rapide de la capacité des ordinateurs, les modèles numériques sont devenus des outils très utiles pour la compréhension des phénomènes physiques tels que celui d'une oreille protégée, cela pour une validité en fréquence toujours plus large. Les modèles numériques sont principalement basés sur les méthodes des éléments finis (FEM) et/ou des éléments de frontières (BEM) (Boyer *et al.*, 2014 ; Chang-Myung Lee, Larry H. Royster et Robert D. ciskowski, 1995 ; Ciskowski et Royster, 1988 ; Gerges, Vergara et Birch, 2000 ; Royster *et al.*, 1990 ; Sgard *et al.*, 2012 ; Sgard *et al.*, 2009 ; Xie, Ciskowski, et Royster, 1988). Des études récentes ont démontré le potentiel de ces méthodes afin de prédire et mieux comprendre le comportement des protecteurs auditifs (Brummund *et al.*, 2011 ; Brummund *et al.*, 2014 ; S. Boyer *et al.*, 2013 ; Viallet *et al.*, 2013).

Les modèles numériques qui traitent de la transmission sonore au travers d'un protecteur auditif utilisent normalement des simplifications, pour réduire la complexité du problème. Une simplification commune est de ne considérer qu'un demi-espace où le protecteur est

appuyé sur un baffle infini qui remplace la tête. Aux fréquences étudiées (125 - 8000 Hz), la diffraction créée par la géométrie de la tête et du torse n'est pas prise en compte par ces modèles. En ce qui concerne la diffraction produite par le protecteur, comme ces modèles utilisent généralement un champ de pression bloqué sur la surface, elle est donc aussi négligée. L'effet de la diffraction est plus grand pour les coquilles que pour les bouchons, tel que démontré par la fonction de transfert liée à la tête (HRTF – Head related transfer function) qui ne peut être utilisée sur un point près de la coquille, son influence sur le champ acoustique étant non négligeable. Pour qu'un modèle numérique prenne en compte l'influence de l'incidence du son, l'effet de la diffraction ne peut être négligé.

CHAPITRE 2

DÉVELOPPEMENT DE LA MÉTHODE DE MESURE TERRAIN

Dans un article publié en 2008, les chercheurs de l'équipe ont présenté une revue de l'ensemble des méthodes de mesures « terrain »(Gaudreau, Laville, Voix, *et al.*, 2008) et de cet article se dégage certains critères importants qu'une méthode novatrice de mesure terrain devrait posséder afin de pouvoir s'imposer comme standard reconnu :

1. méthode basée sur des mesures objectives;
2. mesure directement dans l'environnement de travail;
3. méthode qui ne modifie pas les habitudes de travail.
4. méthode qui minimise le temps de production perdu;

Inspiré par les récents développements dans les méthodes objectives (F-MIRE) ainsi que par la miniaturisation des microphones et des équipements d'enregistrement, l'idée du développement d'une nouvelle méthode de mesure terrain, telle que prédite par Lancaster dans sa revue des techniques utilisant la méthode MIRE (Microphone in Real-Ear) (Lancaster et Casali, 2005), a pris forme. La méthode devrait permettre à la fois des mesures objectives, qui ne causeraient aucune perte de production et qui permettraient de mesurer le sujet dans son environnement réel sans modifier ses habitudes de travail. La méthode proposée dans cette thèse répond à ces critères, tout en offrant l'avantage de travailler à partir de fichiers audio. Cela rend possible, en post traitement, de « retourner dans le temps » afin d'écouter ce qui s'est passé lors d'un événement particulier et ainsi être en mesure d'associer, par exemple, une chute rapide de l'atténuation à un problème de communication avec un collègue qui aurait forcé le sujet à enlever ses protecteurs momentanément.

La méthode développée, en plus de répondre aux quatre critères importants cités précédemment, permettra d'apporter un éclairage sur les causes pouvant mener à une bonne ou une mauvaise utilisation des protecteurs ce qui, en fin de compte, peut mener à des variations importantes de l'atténuation durant un quart de travail.

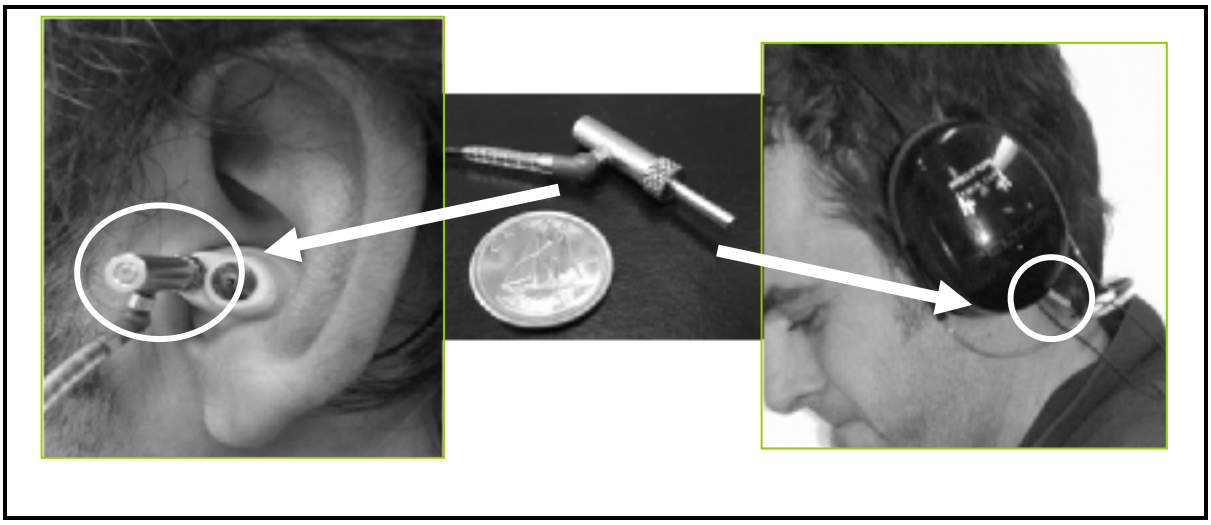


Figure 2.1 : Doublet microphonique miniature de la méthode F-MIRE et son insertion dans les deux types de protecteurs, bouchons et coquilles

Le système de mesures proposé, basé sur la méthode F-MIRE, est constitué d'un système d'enregistrement (acquisition des données) et d'une capsule appelée doublet microphonique, qui contient deux microphones. Le système peut être utilisé tant pour les protecteurs de type bouchon moulé que coquille antibruit (voir Figure 2.1). Un système de mesures ne permet de mesurer qu'une seule oreille à la fois, en conséquence, deux systèmes complets sont nécessaires pour instrumenter chaque travailleur étudié, oreille gauche et oreille droite (voir Figure 2.2).

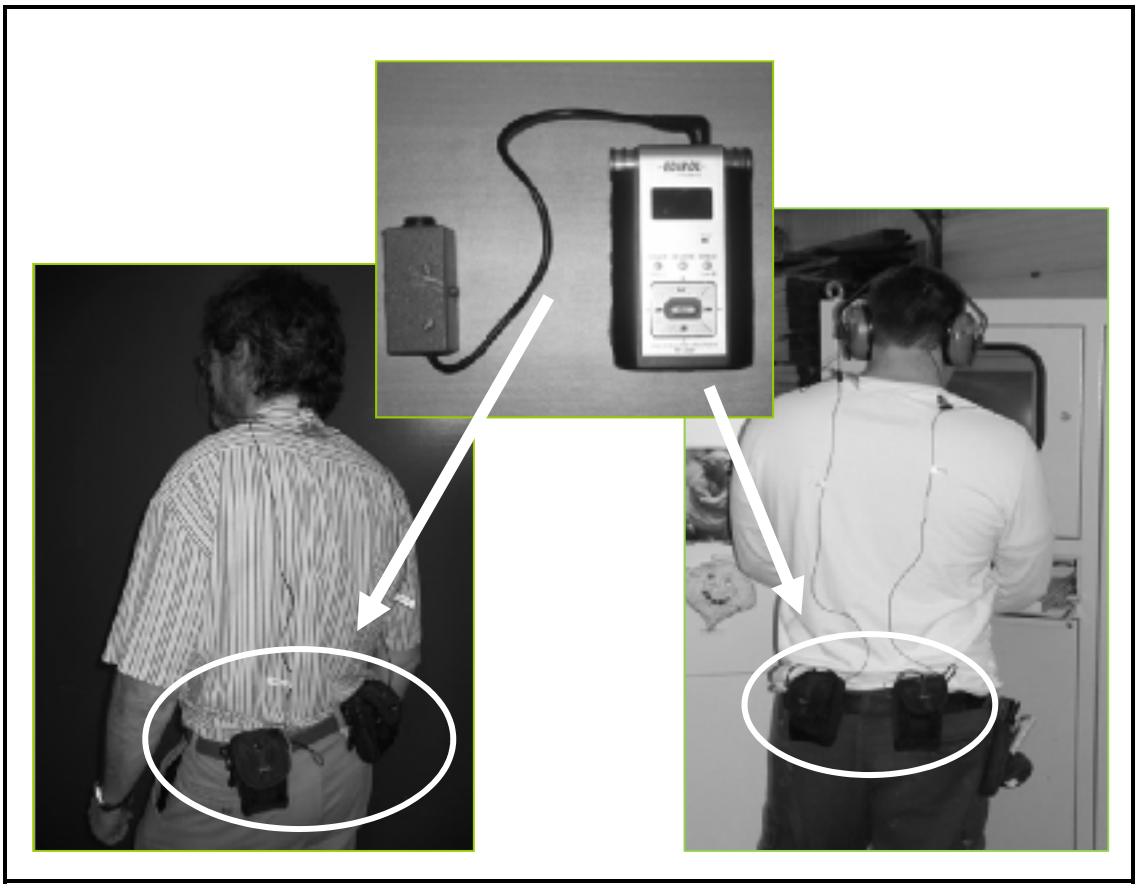


Figure 2.2 : Aperçu du système d'enregistrement pour bouchons et coquilles, oreilles gauche et droite

Pour faire l'acquisition des données, un système d'enregistrement léger, confortable à porter et robuste est nécessaire afin de pouvoir obtenir des mesures valides, peu importe l'environnement dans lequel le travailleur évolue. Le choix d'un système d'enregistrement qui permet l'acquisition des signaux sonores (en fonction du temps) nous contraint à gérer des fichiers de données de taille importante, en comparaison avec un système d'acquisition qui ne mesure que les niveaux de pression en fonction du temps. Le système proposé permet beaucoup plus de flexibilité lors de l'analyse des signaux, car, toute l'information temporelle est contenue dans les fichiers audio et disponible pour post-traitement. Il est donc aussi simple d'obtenir les spectres en tiers d'octave, en bandes fines ou autre, que d'évaluer la présence de paroles, les problèmes de communication, la présence de bruits non corrélés, etc.

2.1 Principe de la mesure

La méthode proposée dans cette étude repose sur la technique F-MIRE (Field-Microphone In Real Ear). Elle consiste à faire la mesure, à l'aide de microphones miniatures, des signaux de pression sur la surface externe (Pression de référence - P_{ref}) à l'aide du microphone externe et à l'intérieur du protecteur (Pression mesurée – P_{mes}) à l'aide du microphone situé sous le protecteur. À partir de ces 2 pressions microphoniques, on peut dériver l'affaiblissement sonore mesuré, NR^*. La méthode a déjà été décrite pour les bouchons à la section 1.2.1, mais la figure suivante permet de préciser ce qui avait déjà été fait par Voix et l'actualiser avec les protecteurs de type coquilles. Une nouvelle nomenclature est proposée afin de mieux définir le nom des points de mesures (total 5), ainsi que les indicateurs tels que le *IL*, le *NR* et le NR^*, mais aussi la TF'_{ext} et la TF'_{canal}.

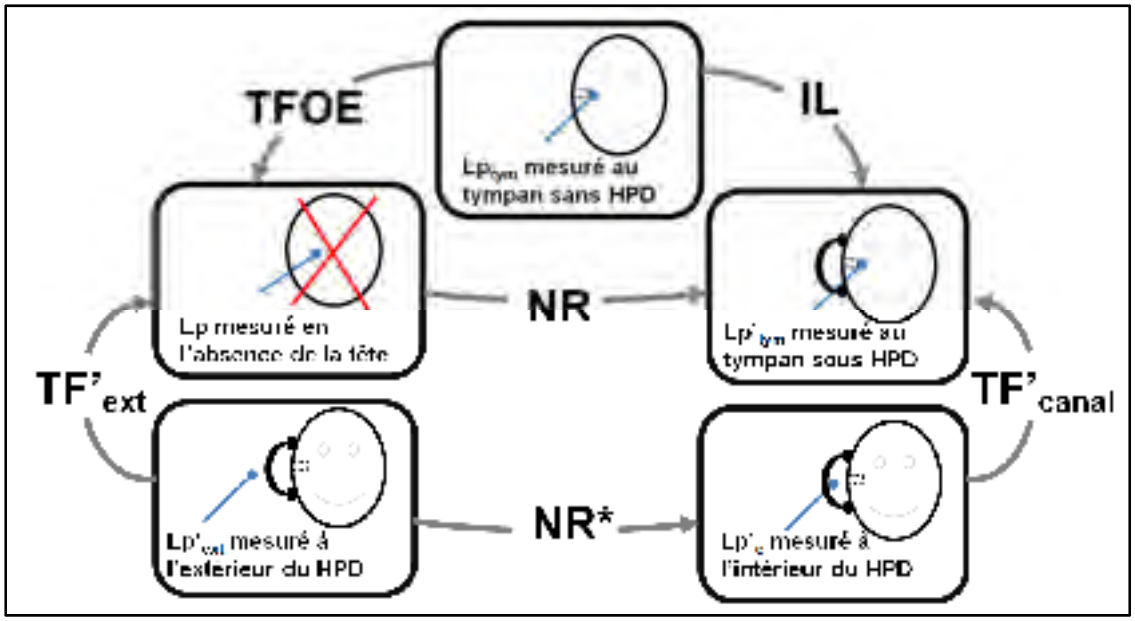


Figure 2.3 : Présentation du $NR*$ et des facteurs de compensation – pour les coquilles

La Figure 2.4 montre une version actualisée de la Figure 1.13. Elle présente la vue de coupe d'une oreille non-protégée et protégée de deux types de protecteurs (bouchon et coquille). Elle montre la position des différents points de mesures tels que présentés à la Figure 2.3.

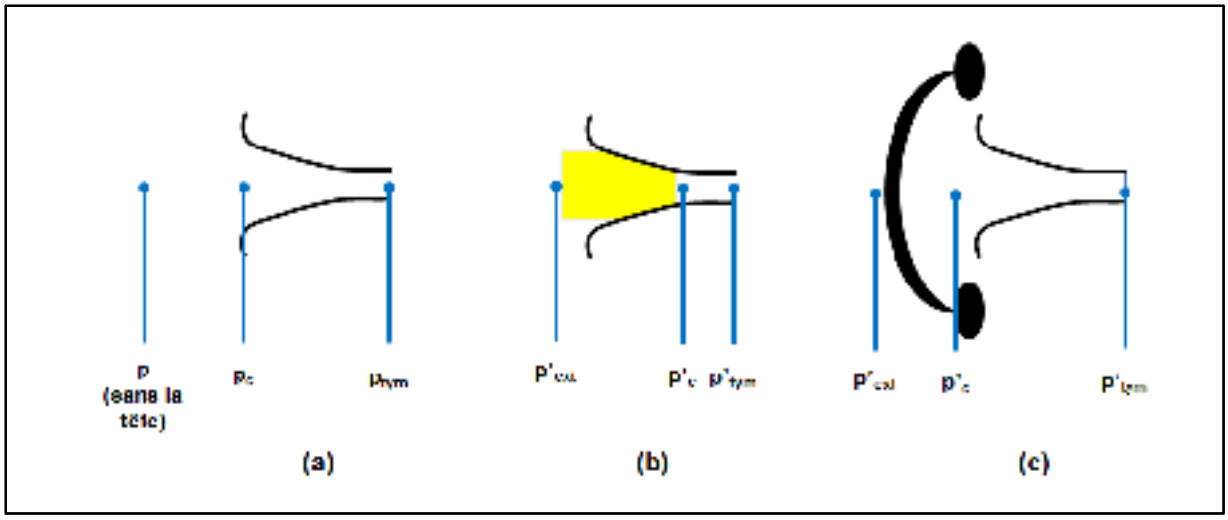


Figure 2.4 : Vue de coupe de (a) l'oreille non-protégée ainsi que protégée par (b) un bouchon et (c) une coquille. Détail de la position des points de mesures de la méthode F-MIRE. Note : le prime (') est ajouté pour les mesures avec l'oreille protégée

On obtient donc NR^* :

$$NR^* = 20\log_{10}\left(\frac{p'_{ext}}{p'_c}\right) \tag{2.1}$$

Le NR se définit comme :

$$NR = 20\log_{10}\left(\frac{p}{p'_{tym}}\right) \tag{2.2}$$

Avec l'aide de la Figure 2.3, on pose :

$$NR = NR^* - TF'_{ext} + TF'_{canal} \tag{2.3}$$

où :

$$TF'_{ext} = 20\log_{10}\left(\frac{p'_{ext}}{p}\right) \tag{2.4}$$

et :

$$TF'_{canal} = 20\log_{10}\left(\frac{p'_{c}}{p'_{tym}}\right) \tag{2.5}$$

La fonction de transfert externe protégée (TF'_{ext}) se définit comme le ratio entre la pression en l'absence de la tête du sujet (niveau d'exposition) et la pression mesurée par le microphone externe. Elle prend en compte principalement l'effet de la diffraction de la tête, du torso et de la géométrie du protecteur.

De même, la fonction de transfert du canal protégé (TF'_{canal}) se définit par le ratio entre la pression sous le protecteur et la pression directement au tympan. Elle comprend essentiellement la résonance du conduit auditif occlus.

Tel que défini à l'équation (1.2), le *IL* est la somme du *NR* et de la $TFOE$. On obtient donc :

$$IL = NR^{*} + TFOE - TF'_{ext} + TF'_{canal} \tag{2.6}$$

avec :

$$TFOE = 20\log_{10}\left(\frac{p_{tym}}{p}\right) \tag{2.7}$$

donc :

$$IL = 20\log_{10}\left(\frac{p}{p'_{ext}} \times \frac{p'_{ext}}{p'_{c}} \times \frac{p'_{c}}{p'_{tym}} \times \frac{p_{tym}}{p}\right) = 20\log_{10}\left(\frac{p_{tym}}{p'_{tym}}\right) \tag{2.8}$$

Le facteur de compensation (*COMP*) qui permet de lier NR^* à *IL* permet de réécrire l'équation (2.6), tel que :

$$IL = NR^* + COMP \tag{2.9}$$

où :

$$COMP = TFOE - TF'_{ext} + TF'_{canal} \tag{2.10}$$

Pour le *REAT*, la notation suggérée présente le *IL* augmenté de l'effet de masquage du bruit physiologique (*PN*) inhérent à ce type de mesures. On obtient donc pour le *REAT*, en lien avec le NR^* :

$$REAT = NR^* + TFOE - TF'_{ext} + TF'_{canal} + PN \tag{2.11}$$

2.2 Le doublet microphonique

Un schéma illustrant le principe des deux microphones est présenté à la Figure 2.5. La partie gauche de la figure illustre le principe pour un bouchon moulé (bouchon fabriqué par Sonomax Hearing Healthcare Inc(Sonomax Hearing Healthcare Inc., 2010)). On utilise un doublet microphonique avec lequel on insère la partie « microphone interne » dans un canal de mesure (*sound-bore*) qui permet d'avoir accès au canal auditif. Pour des protecteurs de type coquille (serre-tête), on perce un trou dans la coquille pour insérer aussi un petit canal de mesure auquel on peut fixer le doublet microphonique.

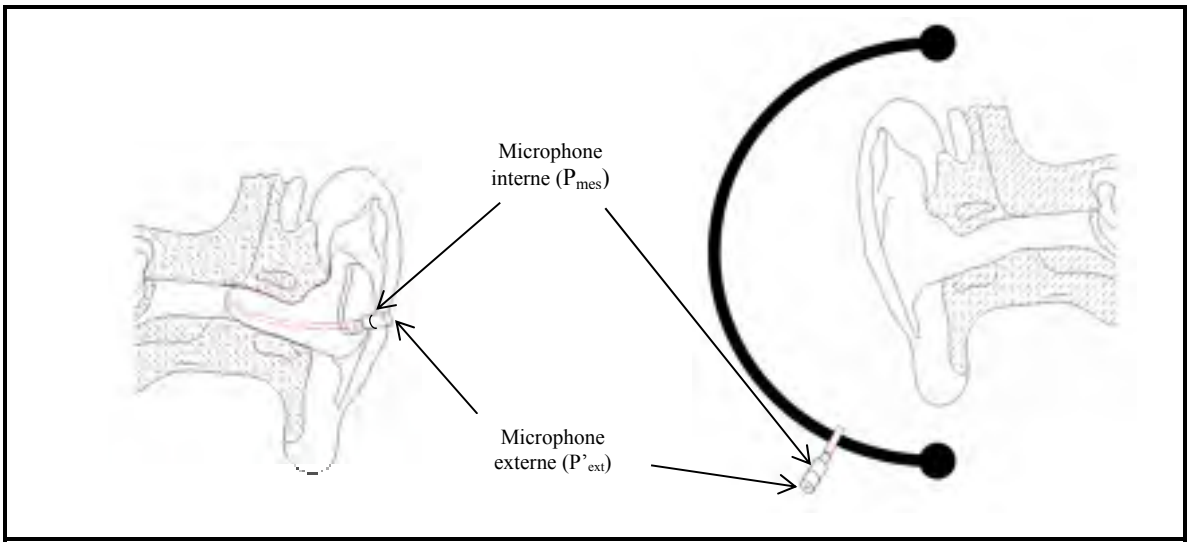


Figure 2.5 : Schéma du montage pour les mesures microphoniques des niveaux externe (P'_{ext}) et interne (P_{mes}) sur un bouchon moulé (à gauche) et une coquille (à droite)

Le doublet microphonique est ensuite connecté à un système d'enregistrement qui permet l'enregistrement en continu des signaux temporels pour les deux microphones. Ces données sont par la suite utilisées en post-traitement pour évaluer la performance des protecteurs, et une foule d'autres indicateurs, en fonction du temps pour toute la durée de la prise de mesure.

2.3 Description des microphones

Des microphones à condensateur électret miniatures de la série FG fabriqués par la compagnie Knowles (Knowles Electronics, 2010) sont utilisés pour faire les mesures. Les microphones de type FG-23742 sont employés pour la mesure des signaux externes (surface extérieure) tandis que ceux de type FG-23652 sont employés pour les signaux internes (sous le protecteur). Ces derniers diffèrent des FG-23742 par leur sensibilité qui est de 10 dB inférieure. Ces microphones sont omnidirectionnels et offrent une réponse plate (jusqu'à au moins 10 kHz). Chaque paire de microphones FG-23742 et FG-23652 est assemblée par la compagnie Sonomax pour former un doublet microphonique. La Figure 2.6 montre un doublet microphonique, tel qu'utilisé pour la mesure, avec et sans l'embout pour le canal de mesure.

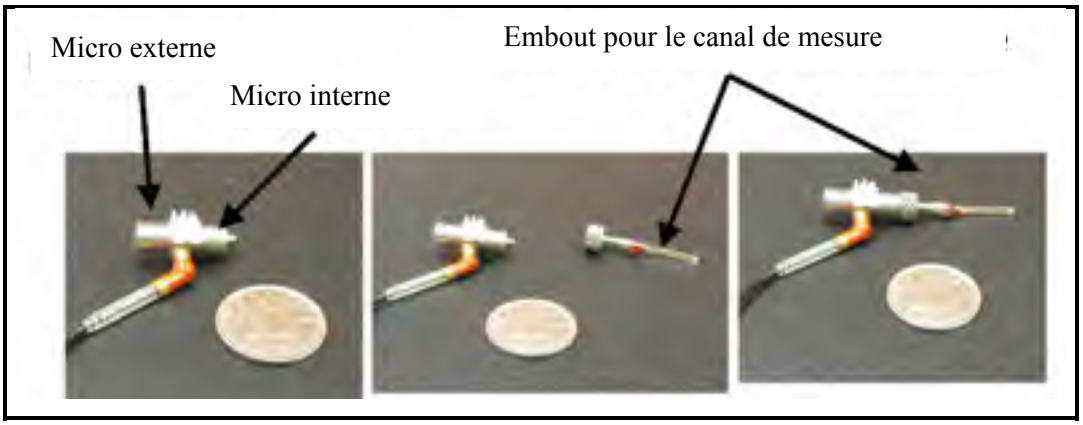


Figure 2.6 : Doublet microphonique tel qu'utilisé pour la prise de mesure

2.4 Description du système d'enregistrement

Plusieurs critères ont guidé le choix du système d'enregistrement. Le système se doit premièrement d'être suffisamment léger et robuste afin de pouvoir être porté sans gêne par un travailleur pendant une longue période de temps. Le système doit aussi permettre un échantillonnage à fréquence suffisamment élevée pour permettre de couvrir le spectre audible. Finalement, il doit posséder assez de mémoire pour permettre le stockage des signaux temporels des deux microphones pour toute la durée de la prise de mesure. Le système d'enregistrement Edirol R-09 (voir Figure 2.7) possède les caractéristiques requises. Le Edirol R-09 est un enregistreur numérique 16 bit à deux canaux qui permet l'enregistrement de signaux sous format wav (non-compressés) à une fréquence d'échantillonnage de 44.1 kHz. L'enregistrement des signaux sous format wav se fait sur des cartes-mémoire SD de 4 GB ce qui permet, pour deux canaux à 44.1 kHz d'échantillonnage (16 bits), des durées d'enregistrement pouvant aller jusqu'à un peu plus de 6 heures. Il est relativement simple, en changeant de carte-mémoire une fois durant les mesures, de faire des enregistrements pour des quarts de travail allant jusqu'à douze (12) heures.

Figure 2.7 : Photo de face de l'enregistreur
Edirol R-09 utilisé pour les mesures terrains

L'enregistreur est alimenté par deux piles AA (1.25 V) rechargeables NiMH qui procurent une autonomie d'au moins 6 heures en mode enregistrement. Le poids de l'enregistreur, avec les piles, est d'environ 160 grammes. L'enregistreur peut aussi être mis en mode « verrouillage » (« lock ») qui permet de mettre celui-ci en mode enregistrement sans qu'on puisse l'arrêter par accident en touchant à la touche d'enregistrement.

2.5 Instrumentation des bouchons

Le défi qui se présente si on désire tester des travailleurs portant des bouchons est de trouver une façon d'insérer un microphone miniature du côté protégé, pour mesurer dans le canal auditif, sans modifier le comportement des bouchons. Cette contrainte a restreint le choix des protecteurs de type « bouchon » aux bouchons moulés de la compagnie Sonomax. De par sa conception, ce bouchon est un des seuls permettant l'insertion de microphones miniatures pour la mesure des signaux protégés. Les fonctions de transfert, permettant de compenser le NR^* pour le comparer aux données du manufacturier, associées à ce bouchon sont déjà

connues. Ainsi, pour cette étude, la partie portant sur les bouchons ne concerne que des bouchons moulés de la compagnie Sonomax.

Tel que décrit brièvement précédemment ainsi que représenté à la Figure 2.8, ce bouchon est pourvu d'un canal de mesure intégré permettant l'insertion du microphone. Afin de s'assurer de bien maintenir en place ce microphone dans le bouchon, celui-ci est vissé à un embout s'insérant fermement dans le canal de mesure du bouchon. La Figure 2.8 donne un aperçu de la façon dont l'ensemble « doublet microphonique + embout » est inséré dans le bouchon moulé. Aussi, afin de s'assurer de l'étanchéité et d'éviter les déplacements du système en mesures, un anneau de pâte adhésive était apposé sur le joint entre le protecteur et le doublet microphonique.

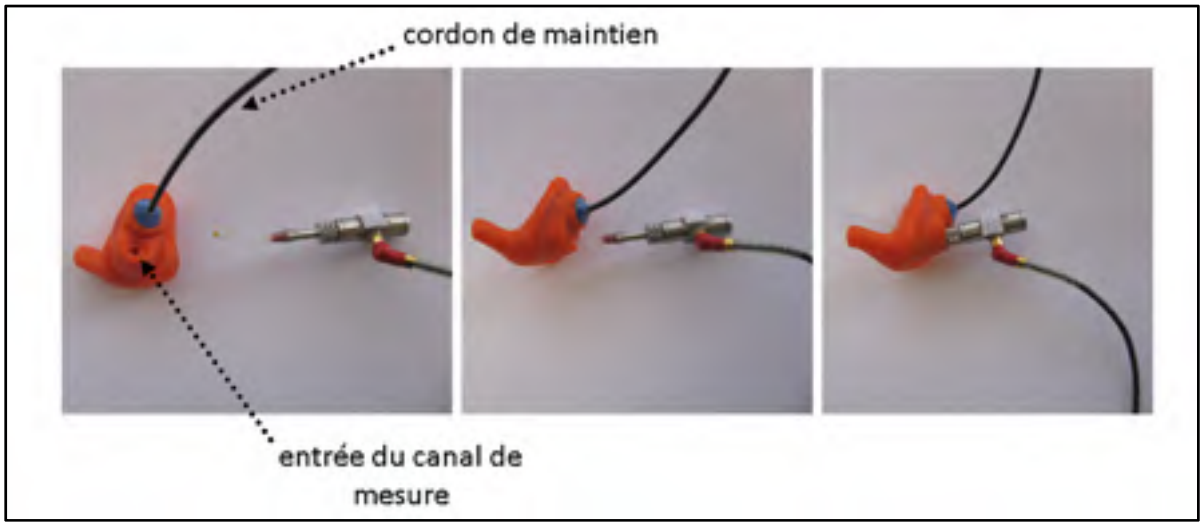


Figure 2.8 : Aperçu de l'ensemble « doublet microphonique / embout / bouchon moulé»

La Figure 2.9 montre un exemple d'un bouchon moulé, instrumenté des microphones, tel qu'inséré dans l'oreille d'un sujet.

Figure 2.9 : Aperçu d'un bouchon moulé, instrumenté du doublet microphonique, tel qu'inséré dans l'oreille d'un sujet.

2.6 Instrumentation des coquilles

Dans le cas des coquilles (serres-tête), deux possibilités peuvent être envisagées : i) insérer un microphone sous la coquille et laisser passer le fil entre le coussin et la tête; ii) percer la coquille et insérer le microphone à travers celle-ci. La deuxième option a été retenue, car elle permet d'éviter d'introduire de potentielles fuites dans le cas où on laisse le fil du microphone entre le coussin et la tête. Le principe utilisé consiste à percer la coquille et y insérer un petit tube (voir le canal de mesure à la Figure 2.10) qui pointe vers l'intérieur de la coquille. Le trou est ensuite bouché de façon hermétique par un embout métallique dans lequel le tube est raccordé. Le doublet microphonique est ensuite vissé à l'embout. Le microphone « interne » du doublet permet donc de faire la mesure à l'intérieur de la coquille tandis que le second microphone permet de faire la mesure à l'extérieur de la coquille. La Figure 2.10 montre un exemple d'une coquille modifiée dans laquelle est inséré un double microphonique ainsi qu'un exemple de port par un travailleur.

Figure 2.10 : Aperçu d'une coquille instrumentée du doublet microphonique.

La position du doublet microphonique sur la coquille a été choisie pour minimiser la gêne que pouvait occasionner le doublet pour le travailleur. Il a été convenu que de positionner le doublet vers l'avant et vers le bas de la coquille permet de faciliter le déplacement des coquilles quand un travailleur le désire (pour les enlever, les bouger, etc.) sans toucher au doublet. De plus, cette position permet aussi d'éviter que le doublet touche à l'épaule du travailleur lorsque celui-ci doit bouger la tête. En pratique, cette position permet au travailleur de porter ces coquilles le plus normalement possible.

2.7 Système de mesure complet

Un système d'acquisition complet permet de faire la mesure pour une oreille d'un travailleur. Il comprend :

i) un doublet microphonique installé sur le protecteur de la façon présentée dans les sections précédentes;
ii) un petit boitier permettant d'alimenter les microphones;
iii) un enregistreur Edirol R-09 à deux canaux;
iv) un petit étui, pouvant être porté à une ceinture, contenant le boitier d'alimentation et l'enregistreur Edirol. Un travailleur porte sur lui deux systèmes complets lors d'une prise de mesures.

Figure 2.11 : Aperçu du système de mesure complet connecté à la coquille droite d'un serre-tête (l'image de droite montre le système complet tel que pouvant être installé à la ceinture d'un travailleur)

Chaque système complet pèse moins de 300 grammes. La Figure 2.11 montre le système de mesure complet. L'image de gauche montre les différentes parties du système tandis que l'image de droite montre le système lorsqu'installé dans l'étui et prêt à être installé à la ceinture d'un travailleur. La Figure 2.12 montre trois exemples de travailleurs portant l'équipement de mesure durant leur quart de travail, les différentes positions de travail montrent la flexibilité du système. Le travailleur de gauche peut glisser l'étui afin de s'asseoir confortablement sur le siège du chariot élévateur. L'image du centre montre un travailleur portant l'équipement avec des coquilles sur casque tandis que le travailleur de droite porte l'équipement avec des bouchons moulés. Afin de minimiser le mouvement des fils des microphones ceux-ci sont attachés dans le dos des travailleurs à l'aide d'une petite pince.

Figure 2.12 : Exemples de travailleurs portant le système de mesure pendant un quart de travail

2.8 Facteur de correction du tube de mesure

La mesure du microphone intérieur se fait par l'entremise d'un tube, ce qui fait apparaitre des phénomènes non-désirés de résonance de tube (voir Figure 2.8 et Figure 2.10). Il est donc nécessaire de corriger les mesures microphoniques pour tenir compte de ce phénomène. On introduit alors le facteur de correction de tube F_{tube}. Pour estimer celui-ci, on suspend, seul, un doublet microphonique muni du tube dans un champ acoustique fourni par un haut-parleur et mesure la fonction de transfert entre les deux microphones. La valeur absolue de la fonction de transfert, exprimée en dB, est le facteur de correction de tube. Le Tableau 2.1 donne les facteurs de correction de tube obtenus en laboratoire pour le cas des coquilles et des bouchons moulés. On doit noter pour toutes les coquilles, des tubes de mêmes dimensions ont été utilisés ce qui nous donne le même facteur de correction pour tous les protecteurs de type coquilles. La même chose se produit pour les bouchons moulés où le même embout de mesure est utilisé pour tous les bouchons. Le facteur de correction F_{tube} s'applique à tout indicateur impliquant le microphone interne.

Tableau 2.1 : Facteurs de corrections de tube F_{tube} (exprimés en dB) utilisés pour les doublets microphoniques dans les coquilles et les bouchons moulés

Fréquence (Hz)	125	250	500	1000	2000	3150	4000	6300	8000
F_{tube} (coquilles)	0.8	1.4	1.6	3.0	9.5	14.0	9.1	8.5	-0.3
F_{tube} (bouchons)	0.1	0.7	1.0	2.6	12.9	2.3	-1.9	0.2	2.9

La méthode F-MIRE utilisant l'affaiblissement acoustique NR^* comme indicateur consiste à comparer le niveau mesuré à l'extérieur du protecteur à celui situé à la surface intérieure du protecteur (bouchons et coquilles). Le niveau mesuré à l'intérieur étant influencé par le tube, la correction de tube est toujours ajoutée aux résultats qui seront présentés pour la suite du document. Il est alors convenu que le niveau de pression mesuré à l'intérieur du protecteur est « corrigé », même lorsque non spécifié.

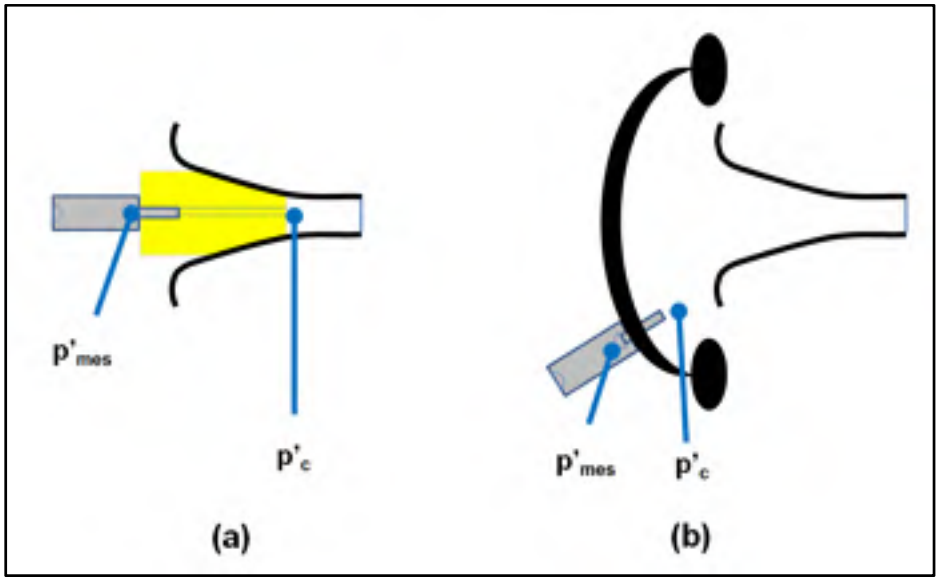


Figure 2.13 : Points de mesure pour la correction de l'effet tube
(a) pour les bouchons et (b) pour les coquilles

Tel que présenté avec la Figure 2.13, F_{tube} représente la différence entre les niveaux aux points p'_{mes} (Lp'_{mes} : niveau au microphone interne) et p'_c (Lp'_c : niveau à l'intérieur du protecteur).

On obtient donc F_{tube} :

$$F_{tube} = 20\log_{10}\left(\frac{p'_{mes}}{p'_c}\right) \tag{2.12}$$

On obtient donc :

$$Lp'_c = Lp'_{mes} - F_{tube} \tag{2.13}$$

Comme la correction du tube sera toujours appliquée, lorsque la valeur p'_{mes} et Lp'_{mes} sera utilisée dans le reste du texte, la valeur corrigée à p'_c et Lp'_c sera considérée.

CHAPITRE 3

MESURES EN MILIEU DE TRAVAIL

3.1 Sélection des entreprises

Les entreprises dans lesquelles les mesures ont été réalisées ont été principalement choisies en fonction, le plus possible, de répondre à certains critères ou conditions :

i) les travailleurs de ces entreprises devaient employer des serre-têtes et/ou des bouchons moulés Sonomax (pour les raisons expliquées auparavant);

ii) une diversité de secteurs d'activité ou, autrement dit, différents environnements sonores et différentes tâches de travail devaient être couverts;

iii) les entreprises visées devaient accepter de participer de leur plein gré à l'étude et mettre, à la disposition de l'équipe de recherche, trois travailleurs (dans la limite du possible) pour une journée normale de travail.

Un court document présentant le projet était d'abord envoyé aux personnes-ressources pour chaque entreprise visée. Par la suite, un entretien téléphonique était tenu avec les entreprises intéressées à participer à l'étude afin de s'entendre sur les arrangements logistiques relatifs aux essais. Pour les entreprises utilisant des coquilles, les entreprises envoyaient les protecteurs normalement utilisés par les travailleurs visés afin de les modifier pour inclure le canal de mesure. Une fois les essais terminés, les travailleurs se voyaient offrir des coquilles neuves.

Le Tableau 3.1 dresse un sommaire des entreprises visitées pour les mesures. Pour deux d'entre elles (#3 et #8), les essais ont été effectués sur des périodes plus courtes que le quart de travail régulier.

Tableau 3.1: Liste des entreprises visitées pour la prise de mesure en milieu de travail.

#	Type d'entreprise	# de travailleurs testés	Type de protecteur	Marque	Durée approximative des mesures par travailleur
1	Transformation alimentaire	2	Bouchons moulés	Sonomax	8 heures
2	Pétrochimie	2	Bouchons moulés	Sonomax	8 heures
3	Fabrication de meubles	2	Serre-têtes	Oris Mustang EM-4155	3 heures
4	Transformation de l'aluminium	3	Bouchons moulés	Sonomax	8 heures
5	Assemblage de produits motorisés	3	Bouchons moulés	Sonomax	8 heures
6	Transformation du bois	3	Serre-têtes	Peltor H7A	9 heures
7	Aéronautique	3	Serre-têtes	Peltor H7A	9 heures
8	Production d'électricité – groupe électrogène	6	Serre-têtes	Bilsom Thunder T3 & T3H	30 min.

3.2 Sélection des candidats

Les candidats ont été choisis en fonction de leur intérêt à participer à l'étude. Il était convenu qu'en tout temps, ils avaient le droit de se retirer des essais, en tout temps, sans avoir à donner des explications. Aussi, tel que convenu avec leur employeur, aucune sanction ne pouvait découler de leur non-participation ou retrait de l'étude.

Bien que les mesures visent à établir leur protection auditive réelle, aucun critère d'exclusion audiométrique n'était pris en compte. Contrairement à la méthode du REAT, la méthode F-MIRE ne dépend pas du niveau d'audition du sujet. Seules quelques questions ayant trait à la surdité, apparaissaient dans le questionnaire passé aux participants à la fin des mesures, permettaient tout de même de déterminer si le sujet avait une perte notable d'audition.

Le Tableau 3.2, donne une liste des 24 travailleurs ayant participé aux essais (on note que deux travailleurs ont participé aux essais plus d'une fois soit les travailleurs notés #21 et #23). Dix-neuf des travailleurs étaient des hommes (19 sur 24) et cinq des femmes (5 sur 24). Ils étaient âgés entre 23 et 59 ans.

Tableau 3.2 : Liste des travailleurs ayant participé aux études terrains
(deux travailleurs (#21 et #23) ont participé à plus d'un essai)

# sujet	Entreprise	Âge	Sexe	Type de protecteur	Note
1	1	45-50	F	Bouchons moulés	Atténuations du manufacturier non disponibles
2	1	40-45	M	Bouchons moulés	Atténuations du manufacturier non disponibles
3	2	55-60	M	Bouchons moulés	Refus de répondre au questionnaire
4	2	55-60	M	Bouchons moulés	
5	3	30-35	M	Serre-têtes	
6	3	35-40	M	Serre-têtes	
7	4	55-60	M	Bouchons moulés	
8	4	25-30	F	Bouchons moulés	Atténuations du manufacturier non disponibles
9	4	25-30	F	Bouchons moulés	Atténuations du manufacturier non disponibles
10	5	45-50	M	Bouchons moulés	
11	5	45-50	M	Bouchons moulés	Atténuations du manufacturier non disponibles Pas un utilisateur régulier de bouchons moulés
12	5	45-50	M	Bouchons moulés	Pas un utilisateur régulier de bouchons moulés
13	6	20-25	M	Serre-têtes	
14	6	25-30	F	Serre-têtes	
15	6	25-30	M	Serre-têtes	
16	7	45-50	M	Serre-têtes	
17	7	35-40	M	Serre-têtes	
18	7	25-30	M	Serre-têtes	
19	8	n/a	M	Serre-têtes	
20	8	n/a	M	Serre-têtes	
21	8	n/a	M	Serre-têtes	#21 & #22 : même travailleur
22	8	n/a	M	Serre-têtes	serre-tête sur casque.
23	8	n/a	F	Serre-têtes	#23, #26 & #27 : même travailleur
24	8	n/a	M	Serre-têtes	
25	8	n/a	M	Serre-têtes	
26	8	n/a	F	Serre-têtes	serre-tête sur casque I
27	8	n/a	F	Serre-têtes	serre-tête sur casque II

3.3 Déroulement des mesures

Une journée typique de mesures se déroule de la façon suivante :

3.3.1 Préparation de l'équipement

L'équipement (systèmes d'enregistrement, microphones, calibrateur, etc.) est d'abord inspecté rapidement, assemblé et préparé avant que les travailleurs n'arrivent au travail. On vérifie que les cartes-mémoire soient vides et que les batteries soient bien toutes chargées.

3.3.2 Calibration des microphones

Une calibration de chacun des microphones est ensuite effectuée. Pour ce faire, on utilise un calibrateur B&K. On place à tour de rôle chaque microphone dans le calibrateur et enregistre, sur l'enregistreur associé au microphone, le signal du calibrateur pour environ 10 secondes. Ces signaux de références sont ensuite utilisés lors de l'analyse des résultats.

3.3.3 Rencontre d'introduction avec les travailleurs

Une brève rencontre d'introduction est ensuite faite avec les travailleurs. On leur explique brièvement l'objectif de l'étude, le fonctionnement du système de mesure (même si ils n'ont pas à y toucher) et le fonctionnement de la journée de mesure. On leur spécifie notamment que le système est conçu pour qu'ils puissent faire leur travail de la même façon qu'ils le font d'habitude. Quelques indications sur les précautions à prendre si ils désirent enlever leurs protecteurs (pause, heure du « lunch », etc.) leur sont données. Il leur est aussi mentionné que leur participation aux essais est volontaire et qu'ils peuvent se retirer de l'étude en tout temps sans avoir à se justifier.

3.3.4 Installation de l'équipement sur les travailleurs

On installe ensuite l'équipement sur chacun des travailleurs participant aux essais ce jour-là. Pour ce faire, l'équipement est installé préalablement sur une ceinture fournie avec les équipements. Cette ceinture est ensuite posée à la taille du travailleur. On s'assure que les fils des microphones ne viennent pas interférer avec les travailleurs en les attachant à l'arrière du travailleur à l'aide d'une petite pince (voir Figure 2.12). On s'assure aussi d'avoir une synchronisation droite/gauche en démarrant simultanément l'enregistrement sur les deux enregistreurs.

3.3.5 Pause-midi

Lors de la pause du midi (pause pour le lunch) on demande au travailleur d'enlever tout le système de mesure. On récupère alors la ceinture équipée des deux systèmes pour chaque travailleur. La pause permet alors de remplacer les cartes-mémoire par de nouvelles cartes vides et de remplacer aussi les batteries par de nouvelles batteries chargées. Par mesure de vérification, on refait la procédure de calibration des microphones. Une fois la pause-midi terminée, on redémarre les enregistrements et replace la ceinture « instrumentée » sur les travailleurs.

3.3.6 Fin du quart de travail et des mesures

À la fin du quart de travail on demande aux travailleurs de venir rendre leur ceinture « instrumentée ». Pendant qu'une dernière calibration des microphones est effectuée, on demande aux travailleurs de remplir le questionnaire présenté précédemment (s'ils le désirent). Dans le cas où des serre-têtes ont été testés, on donne un serre-tête neuf, de même modèle, aux travailleurs. Ceux-ci peuvent par la suite quitter les lieux. Les systèmes de mesure sont ensuite démontés et rangés.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS ET ANALYSE DES MESURES TERRAIN

Le présent chapitre comporte les éléments de traitement des mesures réalisées en industrie, suivi d'un ensemble de résultats représentatifs. Le chapitre est divisé en quatre sections. La première section (section 4.1) porte sur la description de la méthode utilisée pour l'analyse des fichiers temporels. Ensuite, la seconde section (section 4.2) présente divers indicateurs qui ont été extraits de ces fichiers. L'analyse des résultats est alors présentée (section 4.3, suivi des constats et des perspectives de la méthode de mesure dans la conclusion du chapitre (section 4.4).

4.1 Analyse des fichiers temporels

Pour plusieurs raisons décrites précédemment (voir CHAPITRE 3), la méthode F-MIRE a été privilégiée afin d'obtenir des données objectives d'atténuation des protecteurs. La méthode standard de mesure de l'atténuation étant basée sur la mesure subjective des sujets à leur seuil d'audition (REAT – Real ear attenuation at threshold), il est normal de chercher, lorsqu'on mesure l'atténuation in-situ, un résultat qui se compare à ce standard reconnu. L'indicateur obtenu avec la méthode de mesure est le NR* et la différence entre la mesure REAT et celle du NR* ne peut être négligée. Des facteurs de compensation doivent être ajoutés au NR* pour obtenir une valeur estimée du REAT. Le détail de ces facteurs est présenté plus loin dans le texte.

Les données brutes, enregistrées sur des cartes mémoire, sont récupérées sous forme de fichier en format non-compressés « wav » stéréo, où le canal noté gauche = micro externe et celui de droite = micro interne. Pour chaque oreille (et chaque travailleur), 6 fichiers sont généralement obtenus :

i) deux fichiers de référence (calibration) enregistrés le matin avant les mesures pour lesquels un de ceux-ci réfère au microphone interne et l'autre au microphone externe;

ii) deux fichiers, généralement de taille importante, contenant les données relatives au travailleur (un pour le matin et un pour l'après-midi). Ces fichiers représentent l'acquisition des données pour les micros interne et externe en simultané;

iii) deux fichiers de référence (calibration) enregistré le soir, après avoir terminé les mesures.

Ainsi, pour chaque oreille et chaque travailleur, on analyse les données temporelles **internes** (micro à l'intérieur du protecteur) et **externes** (micro à l'extérieur du protecteur) et ce, pour le matin et pour l'après-midi. Des routines ont été développées sous MATLAB (The MathWorks Inc., Ma,USA**)** pour faire le traitement des signaux. L'analyse permet d'obtenir notamment une représentation fréquentielle des signaux sonores.

L'analyse des signaux temporels se fait en 3 temps :

1- L'ajustement des sensibilités (phase de calibration);
2- Le calcul des fonctions de densité d'autospectres et de spectre croisé;
3- Le calcul des indicateurs.

4.1.1 Ajustement des sensibilités (phase de calibration)

Les signaux bruts enregistrés sont des signaux temporels audio échantillonnés à 44.1kHz. Une comparaison avec le signal de calibration enregistré avant les mesures permet d'ajuster la sensibilité de chaque microphone. Un registre des fichiers de calibration permettait de s'assurer que le microphone était en bon état de fonctionnement d'un usage à l'autre.

4.1.2 Calculs des fonctions de densité d'autospectre et de spectre croisé

Tel que défini à la Figure 4.1, on suppose que le signal temporel $x(t)$ réfère, pour une oreille donnée, au signal externe (surface externe du protecteur) et $y(t)$ au signal temporel interne (intérieur du protecteur). Le signal x(t), de durée T, est d'abord découpé en N_t segments de durée Δt pour lesquels il sera possible d'effectuer des intégrations temporelles de façon numérique. Pour chaque segment de durée Δt, on calcul les fonctions de densité d'autospectre et de spectre croisé. On obtient alors $N_t \times N_f$ valeurs pour chaque fonction où N_f est le nombre de bandes de fréquences. Ce sont ces valeurs qui seront utilisées pour l'analyse.

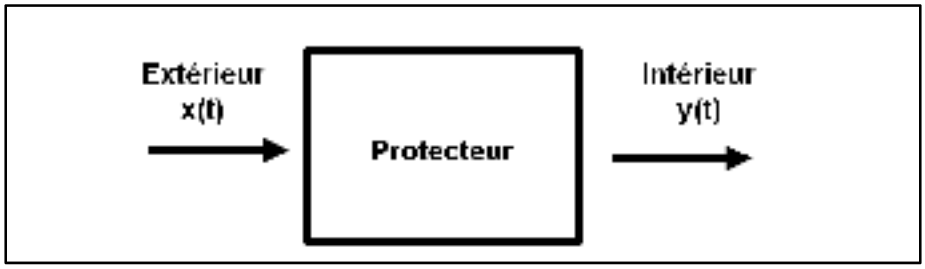


Figure 4.1 : Définition des signaux temporels *x(t)* et *y(t)*.

Pour un signal *x(t)* de durée *T*, le calcul de la fonction d'autospectre se réalise en 4 temps[4] :

1- Filtrage (passe-bande) d'une bande de fréquence Δf centrée sur f_c, pour obtenir $x(f_c, \Delta f, t)$;
2- Élévation du signal au carré qui nous donne $x^2(f_c, \Delta f, t)$;
3- Moyenne sur la durée *T;*
4- Densité spectrale obtenue en divisant le dernier résultat par la largeur de la bande de fréquence Δf.

La fonction de densité d'autospectre s'écrit donc :

---

[4] Tiré du livre Random Data de Bendat et Piersol

$$G_{xx}\left(f_c\right) = \frac{1}{\Delta f\ T}\int_0^T x^2\left(f_c,\Delta f,t\right)\,dt \tag{4.1}$$

Le même calcul est fait pour le signal y(t).

Pour comparer 2 signaux, un par rapport à l'autre, on calcule aussi la fonction de densité de spectre croisé, comportant généralement une partie complexe. Cette fonction s'écrit :

$$G_{xy}\left(f_c\right) = C_{xy}\left(f_c\right) - j\,Q_{xy}\left(f_c\right) \tag{4.2}$$

avec :

$$C_{xy}\left(f_c\right) = \frac{1}{\Delta f\ T}\int_0^T x\left(f_c,\Delta f,t\right)\,y\left(f_c,\Delta f,t\right)\,dt \tag{4.3}$$

et :

$$Q_{xy}\left(f_c\right) = \frac{1}{\Delta f\ T}\int_0^T x\left(f_c,\Delta f,t\right)\,y^0\left(f_c,\Delta f,t\right)\,dt \tag{4.4}$$

Pour le calcul de la partie réelle, on utilise les mêmes signaux filtrés que ceux utilisés pour les fonctions d'autospectre, soit les signaux x(t) et y(t) sur une bande de fréquence Δf, centrée sur f_c et pour une durée Δt , notés $x\left(f_c,\Delta f,t\right)$ et $y\left(f_c,\Delta f,t\right)$. Pour le calcul de la partie complexe, $y^0\left(f_c,\Delta f,t\right)$ représente le signal filtré $y\left(f_c,\Delta f,t\right)$ déphasé de -90°.

4.1.3 Calcul des indicateurs

Une fois les fonctions de densité disponibles, on calcule différents indicateurs utiles à l'analyse. On peut calculer des indicateurs globaux (intégrés en fréquence) variant en fonction du temps ou encore obtenir des indicateurs dépendant simultanément du temps et de la fréquence. Les principaux indicateurs utilisés pour l'analyse des résultats sont présentés à la section suivante.

4.2 Principaux indicateurs utilisés

La présente section présente les indicateurs calculés à partir des fonctions de densité d'autospectre et de spectre croisé. Avant de présenter ceux-ci, il importe d'introduire certains traitements additionnels nécessaires au calcul des indicateurs. Il s'agit du calcul et du choix de la fonction de transfert entre les microphones (sous-section 4.2.1), des facteurs de compensation pour relier la valeur NR^* à celle du *IL* (sous-section 4.2.2) ainsi que de l'introduction de filtres acoustiques normalisés (pondération « A » et « C ») aux pressions microphoniques, filtres couramment utilisés pour, dans le cas de la pondération « A », simuler la perception de l'oreille humaine (sous-section 4.2.3).

Les sous-sections suivantes présentent les indicateurs d'intérêt pour la thèse. La sous-section 4.2.4 présente les niveaux de pression mesurés par bande de fréquences ou en niveau global. La sous-section 4.2.5 présente la balance spectrale, un indicateur global et approximatif du contenu fréquentiel d'un signal. Finalement, la sous-section 4.2.6 présente, sous forme d'indices d'affaiblissement, les indicateurs utilisés pour caractériser l'atténuation des protecteurs et pour comparer les résultats terrains et les données manufacturières.

Tel que l'on le retrouve communément pour la protection auditive, une analyse fréquentielle en tiers d'octave est utilisée. L'analyse est effectuée pour les tiers d'octave compris entre 50 et 8000 Hz. Pour les comparaisons avec les indices de protection, seules les bandes tiers d'octave centrées aux 7 fréquences centrales des octaves situées entre 125 et 8000Hz ainsi que les bandes tiers d'octave centrées à 3150 et 6300Hz seront utilisées, de façon similaire à ce qui et fait en audiologie tonale. À moins d'avis contraire, on ne retient dans le reste du document, pour le calcul des indicateurs, que les résultats aux 9 bandes de fréquences préférentielles données au tableau suivant :

Tableau 4.1 : Fréquences centrales des neufs bandes tiers-d'octave préférentielles utilisées pour l'analyse

#	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Fréquence (Hz)	125	250	500	1000	2000	3150	4000	6300	8000

4.2.1 Fonction de transfert (H0 à H3)

Pour obtenir le rapport de signaux mesurés sur deux canaux, on calcule la fonction de transfert entre ces deux canaux (TF – transfer function). Pour calculer une fonction de transfert, les fonctions de densité calculées à partir des signaux temporels seront utilisées. En l'occurrence, il s'agit des fonctions de densité d'autospectre (Gxx et Gyy) et de spectre croisé (Gxy et Gyx) telles que présentées précédemment.

Dans un cas idéal, les signaux x(t) et y(t) (tels que définis à la Figure 4.1) ne contiendraient aucun bruit non corrélé et seraient liés linéairement ensemble. Dans ce cas, on peut définir la fonction de transfert H_0, fonction de transfert qui, une fois exprimée en décibel, permet d'obtenir la différence des niveaux entre les deux canaux.

$$H_0(t,f) = \sqrt{\frac{G_{yy}(t,f)}{G_{xx}(t,f)}} \tag{4.5}$$

Par contre, en pratique, les signaux x(t) et y(t) peuvent être bruités. On distingue alors trois autres scénarios :

- Bruit seulement sur le signal y(t), signal intérieur;
- Bruit seulement sur le signal x(t), signal extérieur;
- Bruit sur les 2 signaux.

Pour un bruit sur le signal y(t), on utilisera H_1 afin de ne pas tenir compte du bruit non corrélé présent sur le signal y(t). Un exemple de bruit affectant seulement le micro interne : la personne mâche de la gomme et cela déforme le conduit auditif, entraînant par le fait

même de la vibration dans le conduit, cela sans affecter le microphone externe. La fonction H_1 est définie par :

$$H_1(t,f) = \frac{G_{xy}(t,f)}{G_{xx}(t,f)} \tag{4.6}$$

Pour un bruit sur le signal x(t), une TF permettra de soustraire le bruit non corrélé du signal x(t) et de ne tenir compte que de la partie corrélée avec y(t). Il s'agit de H_2, définie par :

$$H_2(t,f) = \frac{G_{yy}(t,f)}{G_{yx}(t,f)} \tag{4.7}$$

Un exemple de bruit qui pourrait affecter le signal du micro externe et pas celui à l'interne est un bruit de turbulence, exemple : du vent. Cela viendrait augmenter le niveau externe, sans influencer le niveau interne.

Si la présence d'un bruit non corrélé sur une ou l'autre des voix à analyser est connue, l'usage de H_1 ou de H_2, selon le cas, sera recommandé. Par contre, s'il y a présence de bruit non corrélé sur les deux voix, ni H_1, ni H_2 ne représentera un résultat acceptable. Du coup, une des TF surévaluera le résultat et l'autre le sous-évaluera. Aussi, il est suggéré de moyenner les 2 TF pour réduire l'erreur commise sur une ou l'autre des 2 voix. On définit alors la fonction H_3 :

$$H_3(t,f) = \tfrac{1}{2}\left(H_1(t,f) + H_2(t,f)\right) \tag{4.8}$$

Lorsque les tests utilisant la technique F-MIRE utilisant le doublet microphonique sont réalisés en laboratoire dans un champ acoustique contrôlé et connu, la fonction de transfert couramment utilisée est H_0, car le champ extérieur et le champ interne sont bien contrôlés et débruités. Par contre, lors de mesures en usine, il est souhaitable d'utiliser H_3. Aux fins

d'analyse des signaux enregistrés en usines, H_3 sera utilisé. Le calcul de l'atténuation en fonction de la fonction de transfert est montré à la section 4.2.6.

4.2.2 Facteur de compensation

Tel que décrit dans la section 2.1, la différence entre les niveaux mesurés aux 2 microphones ne permet pas d'obtenir une valeur d'atténuation directement comparable avec les données provenant des certifications obtenues en laboratoire. Cela est bien démontré dans l'équation (2.10) qui présente les différents termes dont on doit tenir compte afin de bien comparer le « measured noise reduction » (NR^*) au IL ou au REAT. Ces termes sont : la $TFOE$, la TF'_{ext}, l'effet de masquage du bruit physiologique (*PN*) et la TF'_{canal}. Aussi, tel que discuté à la section 1.2.2, ces liens entre les variables n'ont pas été mesurés directement lors de la collecte de mesures. On utilisera donc des approximations pour ces facteurs de compensation, approximation différente pour les bouchons et les coquilles.

4.2.2.1 Compensation des bouchons

Pour les bouchons utilisés dans cette étude, des facteurs de compensation similaires à ceux qui ont été présentés par Voix et Laville (Voix, 2006). Cependant, les travaux de Voix et Laville ont été effectués en laboratoire, à l'aide d'une source placée face aux sujets seulement (incidence frontale). En principe donc, ces facteurs de compensation ne devraient s'appliquer qu'à ce cas d'excitation sonore. On s'attend bien sûr qu'en usine, le bruit soit plus de type champ diffus. Cependant, puisqu'aucune donnée dans ce sens n'est disponible dans la littérature pour les autres incidences et faute de données plus précises, il a été décidé d'utiliser ces facteurs de compensation pour la présente étude. Cette approche représente à l'heure actuelle, selon nous, la meilleure estimation des facteurs de compensation pour les bouchons moulés utilisés lors de la campagne de mesure.

4.2.2.2 Compensation des coquilles

En ce qui concerne les protecteurs de type « serre-tête », une étude de Nélisse (Nélisse *et al.*, 2015) tente de quantifier la valeur de chacun de ces termes. Par contre, les travaux ne portent que sur des mesures en champ diffus. Les compensations utilisées dans ce chapitre ont été déterminées avec les connaissances disponibles lors des présentes analyses. À ce moment, l'approche la plus simple et la plus logique était d'utiliser la $TFOE$ en champ diffus prise à l'entrée de l'oreille ouverte telle que définie dans la norme ISO 11904 (ISO, 2000) que l'on nomme ici $TFOE_{ISO}$ et qui se définit par :

$$TFOE_{ISO} = 20\log_{10}\left(\frac{p_c}{p}\right) \tag{4.9}$$

Qui peut aussi s'écrire sous la forme :

$$TFOE_{ISO} = 20\log_{10}\left(\frac{p_{tym}}{p} \times \frac{p_c}{p_{tym}}\right) \tag{4.10}$$

où :

$$TF_{canal} = 20\log_{10}\left(\frac{p_c}{p_{tym}}\right) \tag{4.11}$$

donc :

$$TFOE_{ISO} = TFOE + TF_{canal} \tag{4.12}$$

En remplaçant $TFOE$ dans l'équation (2.10), on obtient le facteur de compensation $COMP$ suivant :

$$COMP = TFOE_{ISO} - TF_{canal} - TF'_{ext} + TF'_{canal} \tag{4.13}$$

Afin de justifier le choix, à l'époque et compte tenu de nos connaissances à ce moment, deux approximations ont été faites. La première consiste à négliger l'effet de TF'_{ext} :

$$TF'_{canal} \approx 0 \tag{4.14}$$

La seconde consiste à négliger la différence entre TF'_{canal} (protégé) et TF_{canal} (non-protégé) :

$$TF_{canal} \approx TF'_{canal} \tag{4.15}$$

Cela permet alors de justifier le facteur de compensation, tel que :

$$COMP \approx TFOE_{ISO} \tag{4.16}$$

4.2.2.3 Valeurs de compensation utilisées

Les valeurs du facteur de compensation utilisées pour corriger les résultats sont données au Tableau 4.2.

Tableau 4.2 : Facteurs de compensation F_{comp} (exprimés en dB) utilisés pour les coquilles et les bouchons moulés

Fréquence (Hz)	125	250	500	1000	2000	3150	4000	6300	8000
F_{comp} (coquilles)	0.2	0.8	1.7	2.9	6.4	5.8	3.0	6.9	5.6
F_{comp} (bouchons)	13.3	9.7	8.6	4.9	7.6	17.8	25.3	25.7	25.9

Tout comme le facteur de correction de tube, le facteur de compensation F_{comp} s'applique à tout indicateur impliquant le microphone interne (niveaux internes et affaiblissements sonores). Pour le reste du rapport, tous les résultats présentés incluent les facteurs de compensation.

4.2.3 Filtres de pondération

Dans une dernière étape, on applique un filtre de pondération. Cette étape peut être effectuée dans le domaine fréquentiel à l'aide des gabarits montrés à la Figure 4.2. Le choix du filtre,

« A » ou « C », dépend normalement du type de bruit et de son amplitude. Pour des bruits d'impacts, il est généralement convenu d'utiliser la pondération « C » pour le calcul des niveaux crête, alors que pour les bruits continus, la pondération « A » est choisie. Les bruits industriels mesurés n'étant pas à prédominance d'impacts, le filtre « A » sera privilégié pour l'ensemble des analyses. L'analyse sera présentée en dB(A) pour les niveaux de pression. Cependant, le filtre « C »sera utilisé pour le calcul de la balance spectrale définie plus loin.

La procédure de calcul de la fonction de pondération fréquentielle $W(f)$ utilisée pour l'estimation des niveaux, selon la norme ANSI/ASA concernant les filtres de pondération (ANSI S1.42, (R2011), p. 42) est :

.

4.2.3.1 Pondération « A » ($W(f) = A(f)$)

$$R_A(f) = \frac{12200^2 f^4}{\left(f^2 + 20.6^2\right)\left(f^2 + 12200^2\right)\sqrt{\left(f^2 + 107.7^2\right)\left(f^2 + 737,9^2\right)}} \tag{4.17}$$

$$A(f) = 10^{\frac{2 + 20\log_{10}\left(R_A(f)\right)}{10}} \tag{4.18}$$

4.2.3.2 Pondération « C » ($W(f) = C(f)$)

$$R_C(f) = \frac{12200^2 f^2}{\left(f^2 + 20.6^2\right)\left(f^2 + 12200^2\right)} \tag{4.19}$$

$$C(f) = 10^{\frac{0.06 + 20\log_{10}\left(R_c(f)\right)}{10}} \tag{4.20}$$

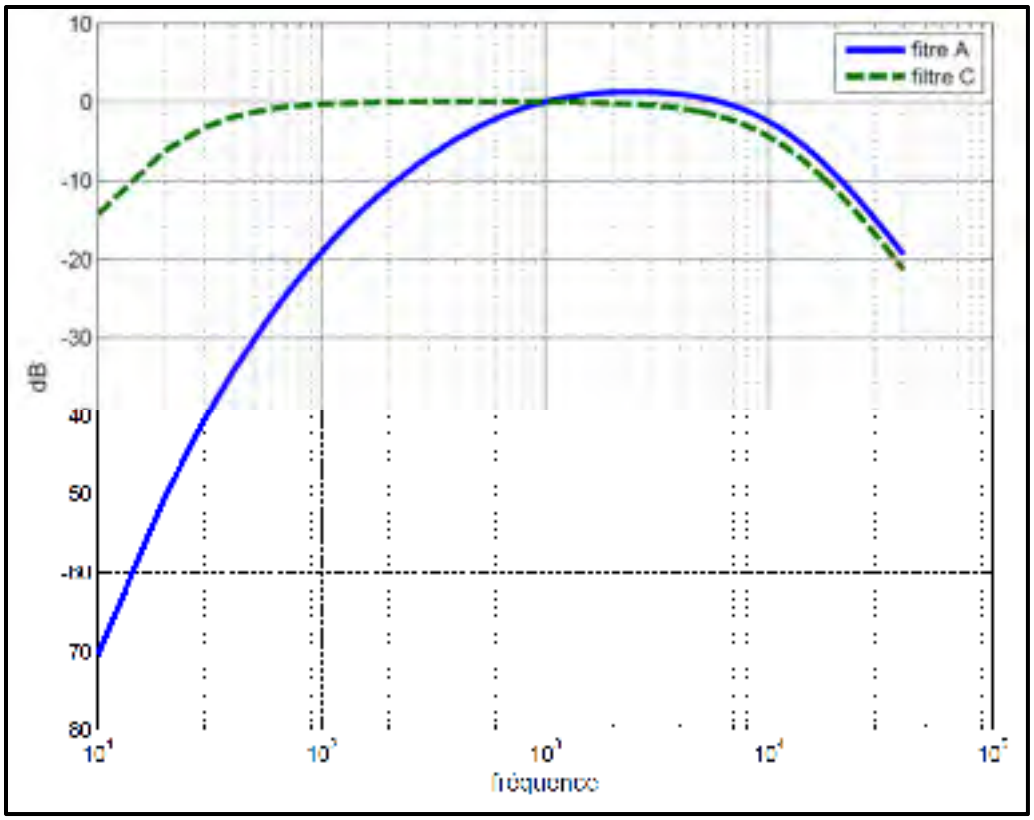


Figure 4.2 : Courbe représentant les filtres A et C en fonction de la fréquence

La figure précédente nous permet de bien visualiser la différence majeure entre les 2 filtres, soit la présence d'une correction basse fréquence importante (<1kHz) avec le filtre « A », par rapport au filtre « C »

4.2.4 Niveaux de pression mesurés

Les pressions mesurées présentées en dB permettent de représenter le signal complet en fonction des fréquences (spectres de niveaux) ou sous forme de niveau global. Les signaux enregistrés, niveau interne ou externe, pourront être pondérés par la fonction de pondération fréquentielle. Pour les équations générales, $W(f)=1$ si aucune pondération n'est désirée, sinon on pourra directement remplacer l'indice W par l'indice du filtre désiré (A ou C). Ces signaux pourront être présentés en spectre ou en valeur globale suivant les équations suivantes :

4.2.4.1 Spectre de niveaux (avec ou sans pondération)

Niveau externe

$$L_{ext}^{W}(t,f) = 10\log_{10}\left(\frac{G_{xx}(t,f)\,W(f)\,\Delta f}{4\times10^{-10}}\right) \tag{4.21}$$

Niveau interne

$$L_{int}^{W}(t,f) = 10\log_{10}\left(\frac{G_{yy}(t,f)\,W(f)\,\Delta f}{4\times10^{-10}}\right) \tag{4.22}$$

4.2.4.2 Niveau global (avec ou sans pondération)

Niveau externe

$$O_{ext}^{W}(t) = 10\log_{10}\left(\sum_{i=1}^{N_f} 10^{L_{ext}^{W}(t,f_i)/10}\right) \tag{4.23}$$

où i représente les bandes tiers d'octave comprises entre 125 et 8kHz

Niveau interne

$$O_{int}^{W}(t) = 10\log_{10}\left(\sum_{i=1}^{N_f} 10^{L_{int}^{W}(t,f_i)/10}\right) \tag{4.24}$$

où i représente les bandes tiers d'octave comprises entre 125 et 8kHz

4.2.5 Balance spectrale

La balance spectrale est un indicateur utile en protection auditive, car il permet d'estimer, de façon simple, si on bruit contient ou non un contenu fréquentiel basse fréquence important. C'est une information particulièrement utile, car les protecteurs auditifs sont très souvent moins performants en basse fréquence qu'en haute fréquence. Le contenu spectral, à savoir s'il y a plus d'énergie en basse, moyenne ou haute fréquence, peut être déterminé par simple

soustraction des niveaux de bruit pondérés « C » et pondérés « A ». Ce résultat s'appelle la balance spectrale :

$$B(t) = O_{ext}^{C}(t) - O_{ext}^{A}(t) \tag{4.25}$$

Les courbes sur la Figure 4.2 montrent les filtres de pondération « A » et « C ». La principale différence entre ces courbes se situe dans la région située sous 1000 Hz, où la valeur de la pondération « C » est moins importante que celle du filtre « A ». Passé 1000 Hz, la différence entre les 2 courbes est moindre, mais dans cette zone, la pondération « A » est moins importante que la pondération « C ». Si on pondère un signal par chacun des 2 filtres, la présence de basse fréquence sera davantage atténuée avec le filtre « A » qu'avec le filtre « C », par contre, au-dessus de 1000 Hz, c'est le filtre « C » qui atténue davantage. Le résultat de la balance spectrale permet donc de déterminer rapidement si le champ acoustique contient beaucoup ou peu de basses fréquences. Pour un signal dominé par les basses fréquences, le terme $O_{ext}^{C}(t)$ sera plus grand que celui pondéré « A » et la balance spectrale plus supérieure à 0 dB. Par opposition, pour un signal dominé par les hautes fréquences, le filtre « A » aura pour effet d'augmenter le résultat par rapport au filtre « C ». Dans ce cas, la balance spectrale sera négative. Un spectre typiquement plat en tiers-d'octave aura une balance spectrale autour de 1 dB. La figure suivante montre trois exemples de signaux présentant des spectres différents ainsi que leur balance spectrale respective.

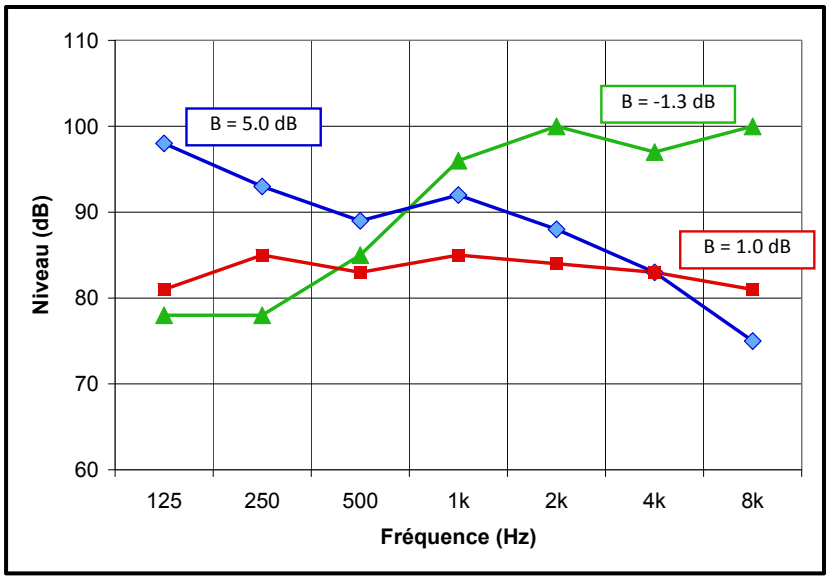


Figure 4.3 : exemple de spectres présentant des valeurs de balance spectrale différente

4.2.6 Indices d'affaiblissement

4.2.6.1 Valeurs d'affaiblissement sonore

Les fonctions de transfert défini précédemment sont utilisées pour définir des valeurs d'affaiblissement sonore, valeurs positives exprimées en dB, sous la forme :

$$M_{H_n}(t,f) = -20\log_{10}\left(\left|H_n(t,f)\right|\right) \quad \text{où} \quad n = 0,1,2 \text{ ou } 3 \tag{4.26}$$

4.2.6.2 Calcul des indices d'affaiblissement

On cherche ici à définir des indices d'affaiblissement à valeur unique (indice composé d'une seule valeur) pouvant éventuellement se comparer aux indices couramment utilisés pour évaluer les protecteurs en Amérique du Nord. Par exemple, le « Noise Reduction Rating » *NRR* (voir par exemple Berger (Berger, Royster et Driscoll, 2003) est utilisé pour l'étiquetage de produits tandis que la norme ISO 4869-2 (ISO, 1994) suggère l'utilisation du

« Single number Rating » SNR_{Ax} pour caractériser les protecteurs. Pour le calcul de ces indices, on utilise généralement les valeurs d'affaiblissement obtenues en laboratoire.

Pour le présent travail, le choix est fait de s'inspirer de la norme ISO 4869 pour définir un indice d'affaiblissement, que l'on note IA_{H_3}, obtenu à l'aide des niveaux externes pondérés A auxquels on soustrait les valeurs d'affaiblissement mesurées M_{H_3} de la façon suivante[5] :

$$IA_{H_3}(t) = O_{ext}^{A}(t) - 10\log\left(\sum_{i=1}^{N_f} 10^{\left(L_{ext}^{A}(t,f_i) - M_{H_3}(t,f_i)\right)/10}\right) \tag{4.27}$$

Par sa construction, cet indice peut être comparé au SNR_{Ax} qui peut se calculer comme suit :

$$SNR_{Ax}(t) = O_{ext}^{A}(t) - 10\log\left(\sum_{i=1}^{N_f} 10^{\left(L_{ext}^{A}(t,f_i) - APV_{\alpha}(f_i)\right)/10}\right) \tag{4.28}$$

où $APV_x(f)$ (« Assumed Protection Value ») est donnée par :

$$APV_x(f) = m(f) - \alpha(x)\, s(f) \tag{4.29}$$

avec $m(f)$ et $s(f)$, respectivement, l'affaiblissement moyen et l'écart-type associé obtenus en laboratoire. La valeur α est obtenue en fonction du taux x de protection désiré. Ce taux de protection, exprimé en %, représente le pourcentage de cas pour lesquels un niveau de protection désiré est atteint ou dépassé. La norme ISO 4869 recommande d'utiliser

---

[5] Notons que l'on utilise la fonction de transfert H_3 pour définir cet indice.

$x = 80\%$ ($\alpha = 0.84$) et $x = 20\%$ ($\alpha = -0.84$) pour caractériser les protecteurs, soit les indices SNR_{A80} et SNR_{A20}.

4.2.6.3 Valeurs d'affaiblissement des manufacturiers

Le calcul de l'indice d'affaiblissement SNR_{Ax} requiert la connaissance des valeurs d'affaiblissement moyennes $m(f)$ et des écarts types associés $s(f)$ fournies ou affichées par les manufacturiers. Dans le cas des serre-têtes, les données affichées sur les sites internet des manufacturiers sont utilisées (données obtenues selon la norme ANSI S3.19-1974 (ANSI, 1974, p. 19)). Pour les bouchons moulés, des données individuelles pour chaque travailleur ont été fournies par Sonomax Hearing Healthcare Inc. avec la permission des travailleurs et des entreprises impliquées. Pour cinq des travailleurs portant des bouchons, aucune donnée d'affaiblissement n'était disponible. Ainsi pour ces cinq travailleurs, tel que notés au Tableau 3.2, des données pour un bouchon générique sont utilisées pour le calcul des valeurs de APV_x (et conséquemment de l'indice d'affaiblissement SNR_{Ax}). Ces données, fournies aussi par Sonomax Hearing Healthcare Inc., sont des données d'atténuation obtenues en laboratoire selon la norme ANSI S3.19-1974 (ANSI, 1974, p. 19) pour un bouchon moulé de type générique. Toutes ces données d'affaiblissement sont présentées au Tableau 4.3. On note de grandes différences inter-individu dans les affaiblissements pour les travailleurs avec bouchons moulés. De même, des différences d'une oreille à l'autre pour un même individu sont observées, notamment pour le travailleur #3.

Tableau 4.3 : Données d'affaiblissements telles qu'obtenues des manufacturiers (certaines valeurs ne sont pas disponibles pour les bandes de fréquence de 3150 et 6300 Hz)

Fréquence (Hz)			125	250	500	1000	2000	3150	4000	6300	8000
Bouchon générique		m	**28.9**	**26.8**	**27.8**	**26.0**	**33.4**	**38.2**	**32.9**	**32.9**	**40.5**
		σ	5.3	5.7	5.3	3.6	2.9	5.2	4.3	4.7	4.2
Travailleur #3	G	m	**25.1**	**23.3**	**21.9**	**26.6**	**22.7**		**32.6**		**49.9**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
	D	m	**34**	**33**	**33**	**38.6**	**38**		**39**		**50.7**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
Travailleur #4	G	m	**32.3**	**26.9**	**28.9**	**25.8**	**34.6**		**39.1**		**47.9**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
	D	m	**31.2**	**26.6**	**27.9**	**25.8**	**33.7**		**38.7**		**48.3**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
Travailleur #7	G	m	**32.5**	**28.4**	**29.2**	**28.6**	**34.7**		**39.6**		**45.2**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
	D	m	**31.3**	**28.3**	**28.4**	**27.8**	**29.9**		**40.4**		**44.6**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
Travailleur #10	G	m	**23.9**	**20.3**	**21.8**	**22.5**	**30.8**		**46.5**		**39.0**
		σ	9.2	9.2	8.2	6.4	7.6		8.9		9.6
	D	m	**24.9**	**21.4**	**23.8**	**21.1**	**30.4**		**47.4**		**41.6**
		σ	9.2	9.2	8.2	6.4	7.6		8.9		9.6
Travailleur #12	G	m	**37.4**	**34.2**	**35.5**	**34.2**	**37.1**		**41.8**		**43.7**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
	D	m	**37.5**	**34.2**	**34.3**	**28.9**	**41.0**		**41.9**		**47.7**
		σ	6.8	7.3	7.2	6.3	7.4		7.5		6.8
Oris Mustang EM-4155		m	**16.4**	**18.4**	**26.2**	**35.9**	**35.2**	**35.5**	**36.5**	**35.3**	**34.4**
		σ	2.5	2.3	2.2	3	1.7	1.6	1.5	1.9	2.4
Peltor H7A		m	**15.5**	**24.5**	**35.3**	**40**	**36.9**	**39.3**	**37.5**	**37.7**	**39.1**
		σ	3	2	2.4	2.8	2.6	2.8	3.2	2.7	3.9
Bilsom Thunder T3		m	**24.7**	**29.8**	**35.5**	**38.5**	**37.9**	**39.6**	**39.6**	**41.9**	**42.3**
		σ	2.8	2.7	2.8	3	2.5	3.1	2.4	2.6	2.4
Bilsom Thunder T3H		m	**23.6**	**27.7**	**34.1**	**34.5**	**32.9**	**36.4**	**39.1**	**40.6**	**41.4**
		σ	3.3	3.4	3.1	1.8	2	2.6	3	3.1	2.8

4.3 Résultats

La présente section vise à utiliser les outils d'analyse présentés à la section précédente pour extraire différents indicateurs issus des mesures faites en industries. La première sous-section (section 4.3.1) présente des résultats sur le champ sonore, niveau et composition fréquentielle, cette dernière information via la balance spectrale. La sous-section suivante (section 4.3.2) présente des résultats de NR^* compensés, sous forme d'indices d'affaiblissement. Finalement, la sous-section 4.3.3, présente une analyse fréquentielle des résultats tirés de la sous-section précédente (4.3.2).

4.3.1 Niveaux d'exposition et balance spectrale

Cette section traite des indicateurs portant sur la caractérisation du champ sonore dans lequel les travailleurs évoluent soit : les niveaux d'exposition des travailleurs (niveaux externes) et la balance spectrale. L'approche retenue pour bien examiner les résultats est de tracer ces indicateurs en fonction du temps. Afin d'illustrer la variété des niveaux d'exposition obtenue, la Figure 4.4 montre trois exemples de niveaux globaux externes (exprimés en dB(A)) et de balance spectrale (en dB) en fonction du temps pour trois travailleurs dans trois usines différentes. Un pas d'observation d'une (1) minute est utilisé pour les trois cas. En (a) on présente un travailleur qui avait à se promener régulièrement d'un endroit à l'autre, souvent à l'extérieur. Les niveaux d'exposition sont essentiellement les mêmes aux deux oreilles et fluctuent beaucoup dans le temps. Des niveaux pouvant aller jusqu'à 110 dB(A) sont observés. La balance spectrale se maintient généralement entre 1 et 3 dB dans les zones où les niveaux de bruit sont importants, balances typiques de spectre à large bande. Dans le cas du travailleur en (b), les niveaux sont généralement plus importants et fluctuent beaucoup moins pour se situer la plupart du temps entre 93 et 98 dB(A). Peu de différences sont observées entre les deux oreilles et la balance spectrale est assez constante (autour de 0 dB) ce qui peut laisser supposer que le travailleur se trouvait la plupart du temps dans un champ sonore assez constant et homogène. Sur la figure (b) on observe bien les deux périodes de pause (à environ 9:30 et 14:30) ainsi que la pause du midi (à environ 12:00). La figure (c)

donne plutôt un exemple d'un travailleur soumis de façon régulière à des niveaux importants, pouvant dépasser les 100 dB(A), séparés dans le temps par des zones « moins bruyantes ».

L'ANNEXE I présente un portrait d'ensemble des résultats de niveaux externes et de balances spectrales pour tous les travailleurs et toutes les usines. Les résultats sont présentés sous forme d'histogrammes pour lesquels on retrouve, en abscisse, le pourcentage de temps passé et en ordonnée le niveau externe (figures de gauche) et la balance spectrale (figures de droite). Pour chaque figure, chaque ligne correspond à un travailleur.

Les résultats de l'ANNEXE I permettent de constater que les niveaux d'exposition peuvent différer sensiblement d'une usine à autre, ce qui est peu surprenant, mais aussi à l'intérieur d'une même usine (voir par exemple l'usine 4 ou encore les travailleurs #10 et #12 à l'usine #5). Pour la plupart des travailleurs, il semble y avoir une certaine symétrie entre les deux oreilles (exposition semblable des deux côtés). Cependant, certains travailleurs ont des expositions différentes aux deux oreilles, du moins pour certaines périodes de temps durant leur quart de travail. Par exemple, une nette différence est observée entre l'oreille gauche et droite pour le travailleur #8 (usine #4), l'oreille droite étant plus longtemps exposée à des niveaux autour de 92 dB(A) et l'oreille gauche à des niveaux autour de 88 dB(A). La Figure 4.5 illustre bien ce phénomène. On y voit effectivement que pour la majorité de la matinée (entre 7:30 et 12:00) l'exposition de l'oreille droite est beaucoup plus importante que celle de gauche ce qui laisse supposer que le travailleur était à un poste de travail pour lequel il était exposé à un champ direct dont la source était à sa droite. Dans l'après-midi il semble que le travailleur change de poste de travail, les niveaux devenant similaires aux deux oreilles.

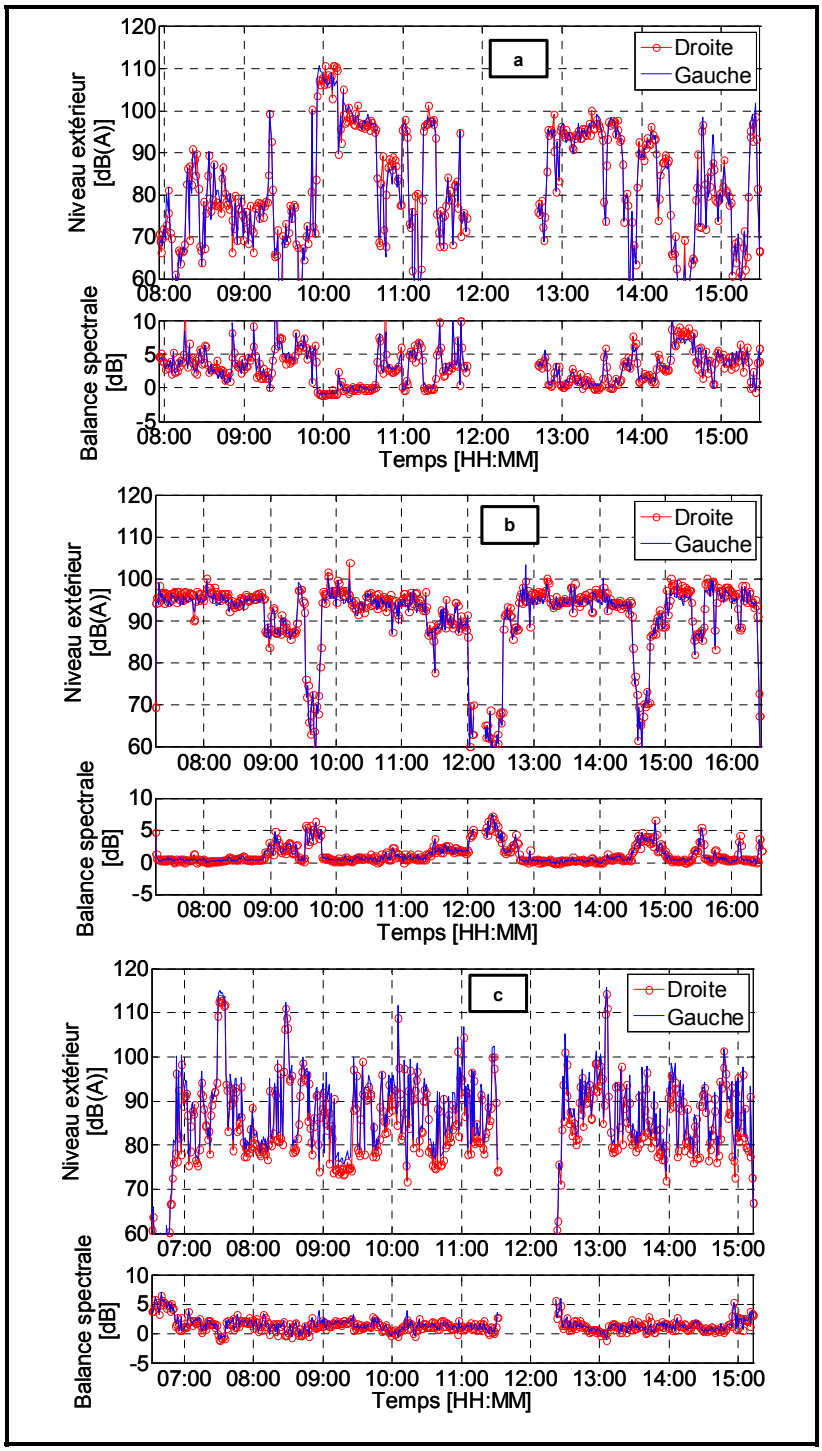


Figure 4.4 : Exemples de niveaux externes et balance spectrale pour 3 travailleurs dans 3 usines différentes : (a) Usine #2; (b) Usine #6; (c) Usine #7

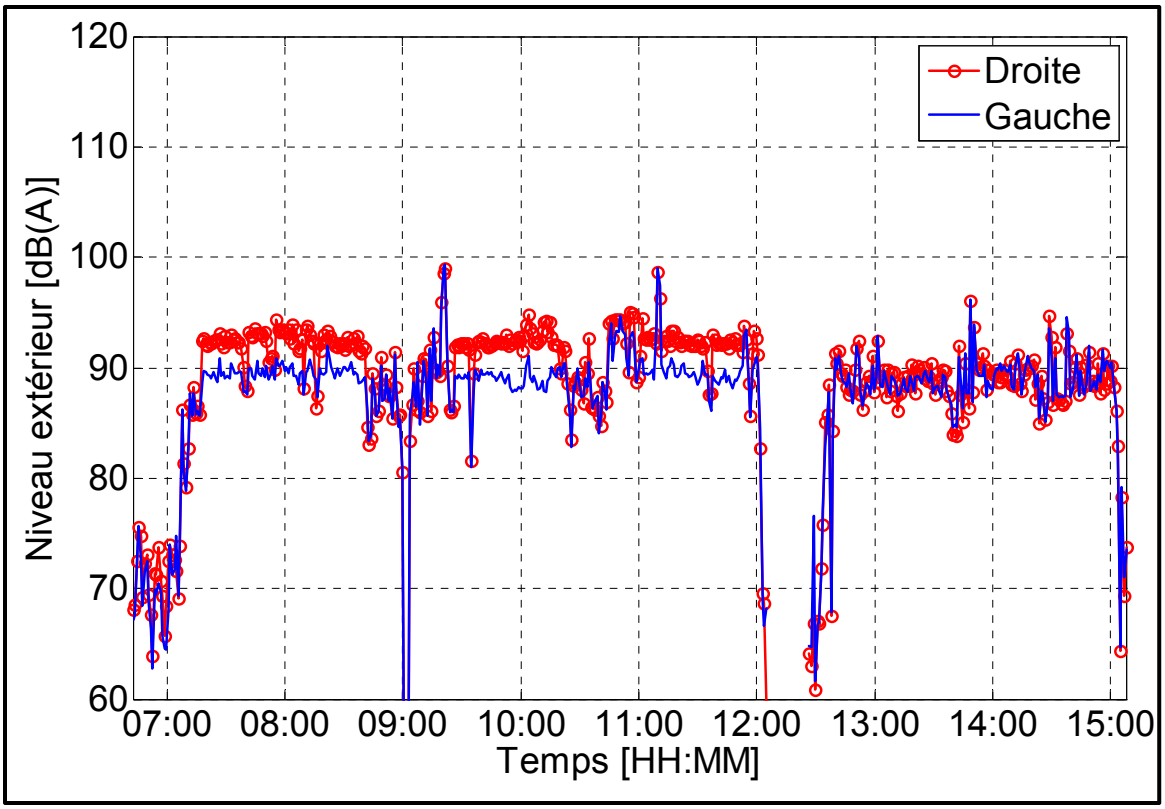


Figure 4.5 : Niveaux externes en fonction du temps pour le travailleur #8 (usine #4)

4.3.2 Indices d'affaiblissement

Cette section présente les résultats d'indices d'affaiblissement (tels que définis dans la section 4.2.6) en fonction du temps. Compte tenu de la quantité de données disponibles, seuls les résultats jugés les plus intéressants sont montrés. Sur chaque figure choisie, on présente les niveaux externes, la balance spectrale (indicateur du contenu fréquentiel) et les indices d'affaiblissement IA_{H_3}, SNR_{A20} et SNR_{A80} en fonction du temps pour les deux oreilles[6].

[6] Par définition le SNR_{A20} est toujours plus élevé que le SNR_{A80} puisqu'il donne une indication de l'affaiblissement auquel peut s'attendre 20% des travailleurs (contrairement à 80% des travailleurs pour le SNR_{A80})

4.3.2.1 Usines #6 et #7- Serre-têtes Peltor H7A

Dans cette sous-section sont présentés les résultats pour deux usines (#6 et #7) où les mêmes types de serre-têtes sont utilisés soit les Peltor H7A. Les Figure 4.6, Figure 4.7 et Figure 4.8 montrent les résultats obtenus pour les trois travailleurs de l'usine 6 (serre-têtes Peltor H7A) pour un pas temporel de 1 minute. On y voit clairement par exemple, sur la Figure 4.6, quand le travailleur prend ses pauses du matin (à ~9:30), midi (à ~12:00) et après-midi (à ~14:30). On peut aussi facilement détecter quand un travailleur sort des zones de bruit important (voir travailleur #2 un peu passé 8:30). En usine, les trois travailleurs sont soumis presque toute la journée à des niveaux importants variant entre 90 et 100 dB(A) dépassant souvent les 95 dB(A). Les balances spectrales sont semblables pour les trois travailleurs avec des valeurs oscillant généralement entre 0 et 1 dB.

Pour les trois travailleurs de l'usine #6, quelques constats peuvent être faits sur les résultats obtenus :

- Des indices d'affaiblissement IA_{H_3} supérieurs sont obtenus pour le travailleur #1, valeurs qui dépassent même les prédictions de la norme ISO 4869 données par les valeurs de SNR_{A20} et SNR_{A80}. Pour les travailleurs #2 et #3 les valeurs de IA_{H_3} se retrouvent sous ou près des valeurs de SNR_{A80}.
- Bien que les valeurs de IA_{H_3} soient relativement stables pour les trois travailleurs, on observe tout de même d'appréciables variations dans le temps de l'affaiblissement. De plus, des variations importantes, plus localisées dans le temps (voir par exemple le travailleur #1 entre 8:00 et 8:15), sont aussi observées.
- Des différences sont observées entre l'oreille gauche et l'oreille droite de chacun des trois travailleurs.
- L'indice IA_{H_3} diminue généralement quand on augmente la balance spectrale. Ce résultat n'est pas surprenant, car une augmentation de la balance spectrale est généralement synonyme d'une augmentation du contenu basse fréquence dans le bruit, domaine fréquentiel où les protecteurs sont communément moins efficaces.

Ces variations de l'affaiblissement en fonction de la balance spectrale sont aussi observées sur les valeurs prédites de SNR_{A20} et SNR_{A80} mais avec une moindre importance. Afin d'illustrer le phénomène, les résultats obtenus pour le travailleur #3, limité à la portion de 10:00 à 12:00, sont présentés à la Figure 4.9. On observe clairement une diminution de l'indice d'affaiblissement aux deux oreilles lorsque la balance spectrale augmente. Des diminutions de l'ordre de 5 dB sont obtenues en moyenne pour l'indice d'affaiblissement pour une balance spectrale passant d'environ 0 dB à 2 dB. Même plus localement dans le temps, les variations de l'indice d'affaiblissement suivent les variations de la balance spectrale.

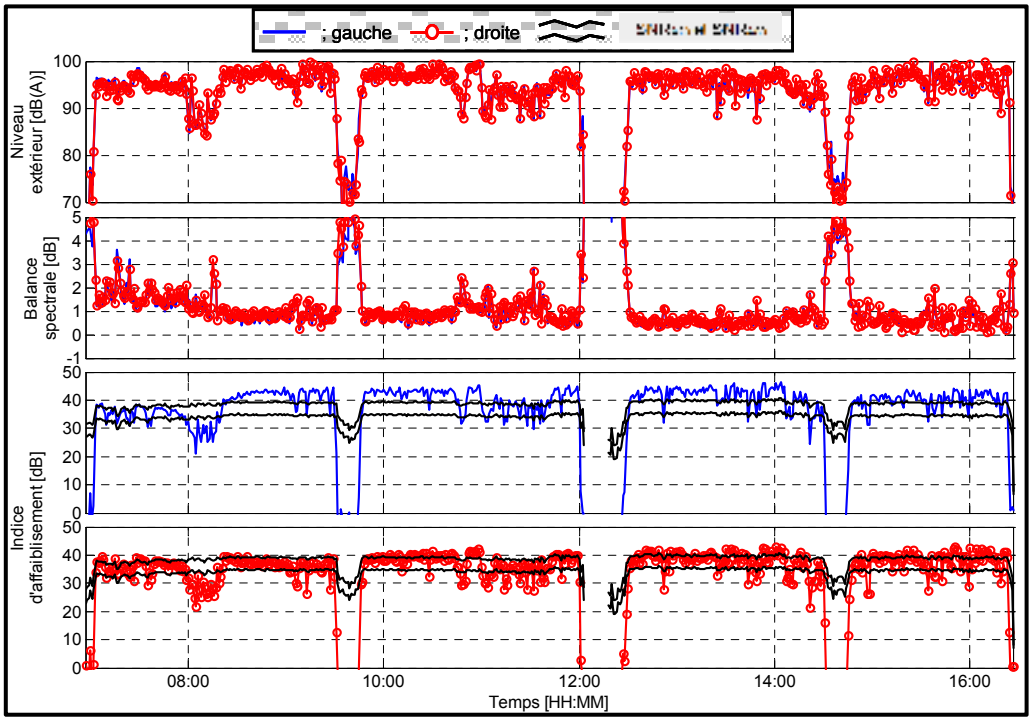


Figure 4.6 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #13 (usine #6)

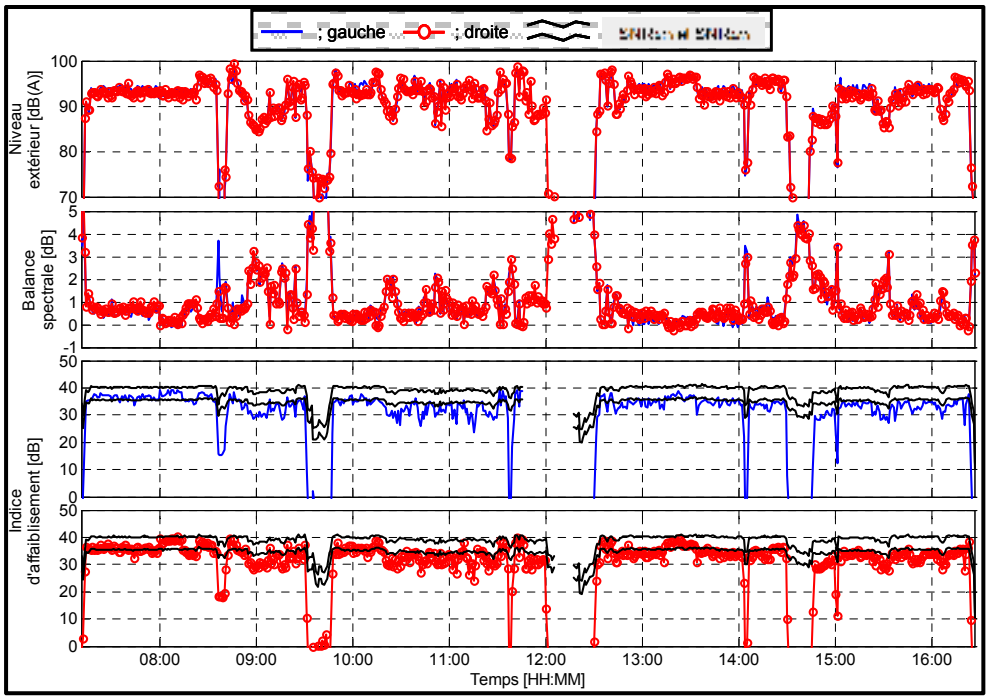


Figure 4.7 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #14 (usine #6)

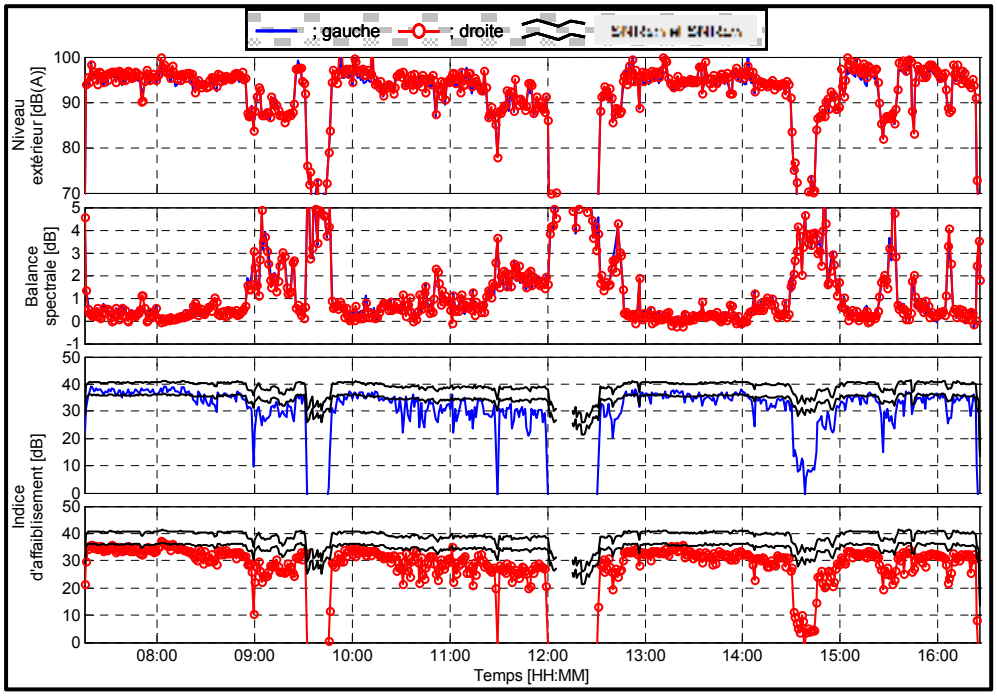


Figure 4.8 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #15 (usine #6)

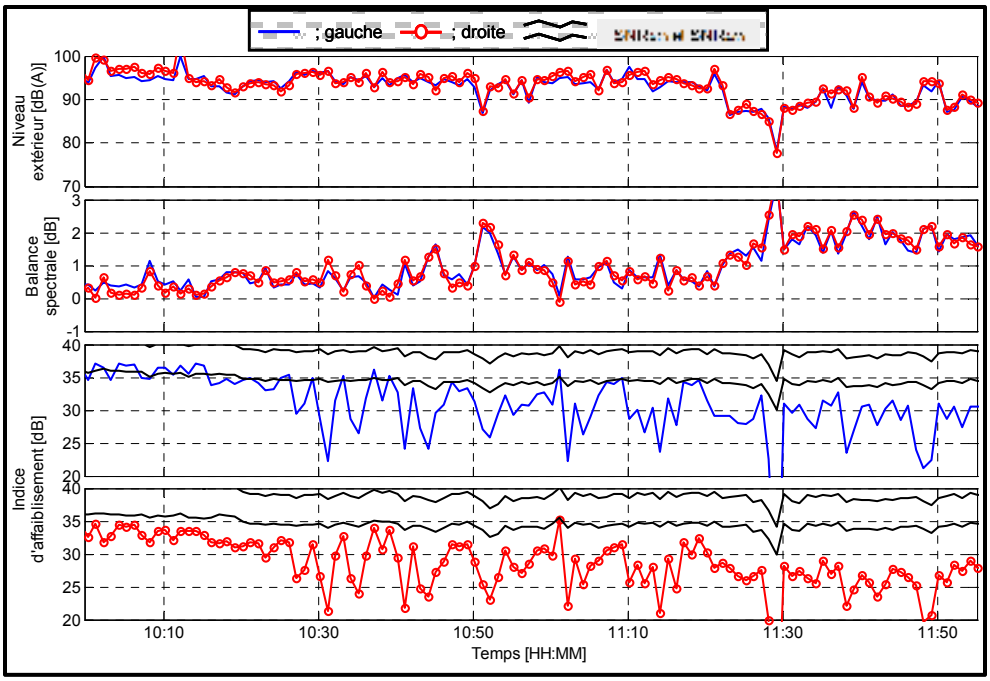


Figure 4.9 : Portion allant de 10:00 à 12:00 pour le travailleur #15 (usine #6)

Dans la même optique que pour l'usine #6, la Figure 4.10 présente les résultats (avec, encore ici, un pas de minute) pour le travailleur #2 de l'usine #7. Les travailleurs de cette usine portaient aussi des serre-têtes Peltor H7A. Cette fois, par contre, le bruit en usine est beaucoup plus variable, les niveaux variant significativement entre 75 et plus de 100 dB(A). Contrairement à à l'usine #6, les valeurs de IA_{H_3} obtenues, différentes pour les deux oreilles, sont généralement en dessous valeurs de SNR_A. De plus, on observe de nombreuses petites plages de temps où l'indice d'affaiblissement chute de façon significative. Après écoute des signaux sonores, on se rend compte que ces plages correspondent majoritairement à des périodes où le travailleur enlève ses protecteurs pour parler à un collègue. L'indice d'affaiblissement chute alors et il devient aussi difficile de savoir si les niveaux externes sont produits par le bruit ambiant dans l'usine ou par la voix des travailleurs se parlant.

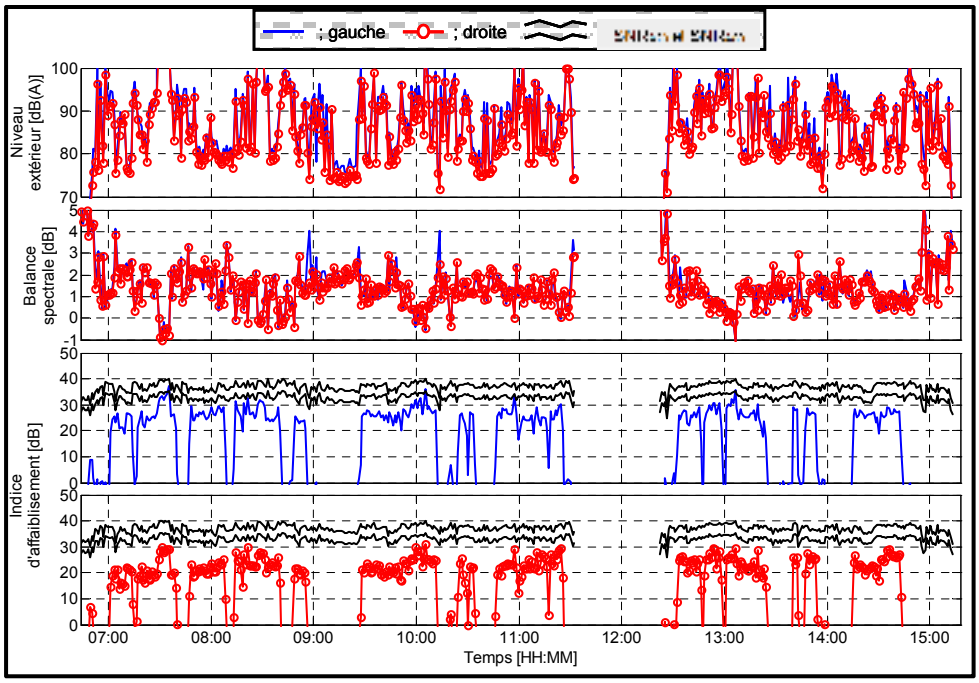


Figure 4.10 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #17 (usine #7)

4.3.2.2 Niveaux d'exposition moins élevés – Usine #2 et #3

Dans cette sous-section sont présentés des résultats pour les usines #2 et #3, usines pour lesquelles les niveaux d'exposition sont généralement les moins élevés. Les Figure 4.11 et Figure 4.12 montrent les résultats obtenus pour les deux travailleurs de l'usine 3 (serre-têtes Otis Mustang), pour un pas temporel de 1 minute. Ces deux cas sont caractérisés par des niveaux ambiants situés principalement entre 80 et 90 dB(A). Il est à noter que le temps de mesure fut limité à ~3:30 heures pour les deux travailleurs. Une pause a été prise par les deux travailleurs (l'un vers 9:40 et l'autre vers 10:00). Pour les deux travailleurs, les valeurs de l'indice IA_{H_3} obtenues sont généralement soit autour ou sous les valeurs de SNR_{A80}. Tout comme pour les résultats présentés précédemment, les indices d'affaiblissement fluctuent sensiblement avec la balance spectrale, les valeurs les plus élevées (et les plus stables) se trouvant pour les périodes pour lesquelles la balance spectrale est négative (ce qui est particulièrement plus en évidence pour le travailleur #2 à la Figure 4.12). Les résultats pour

ces deux travailleurs semblent indiquer, sans surprise, que les valeurs d'affaiblissement dépendent plus du contenu fréquentiel du bruit ambiant que de son niveau.

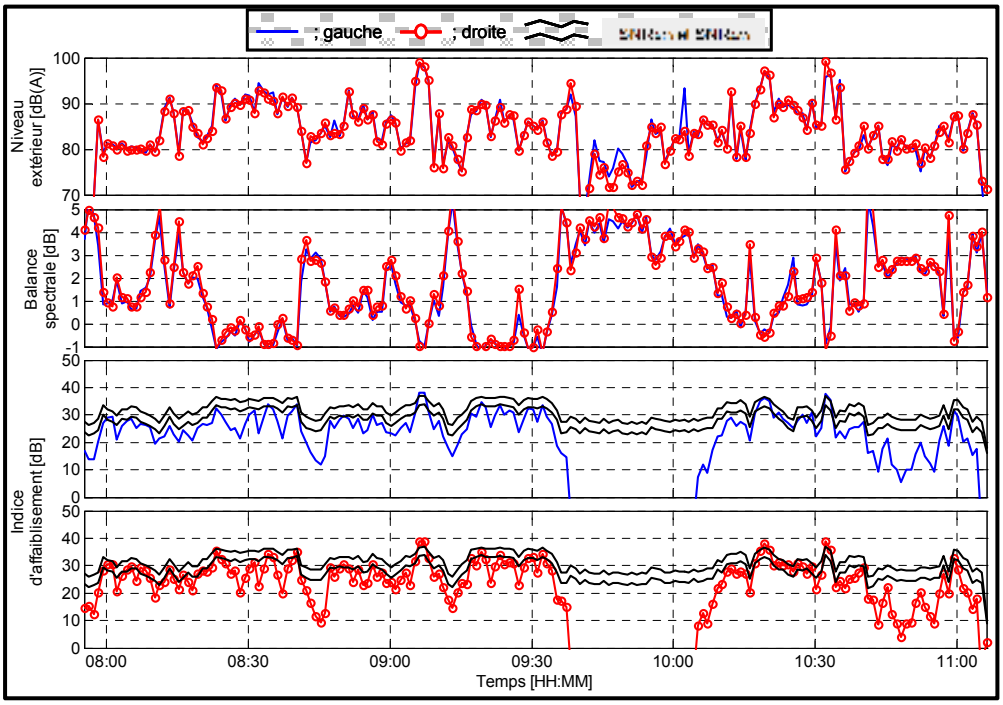


Figure 4.11 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #5 (usine #3)

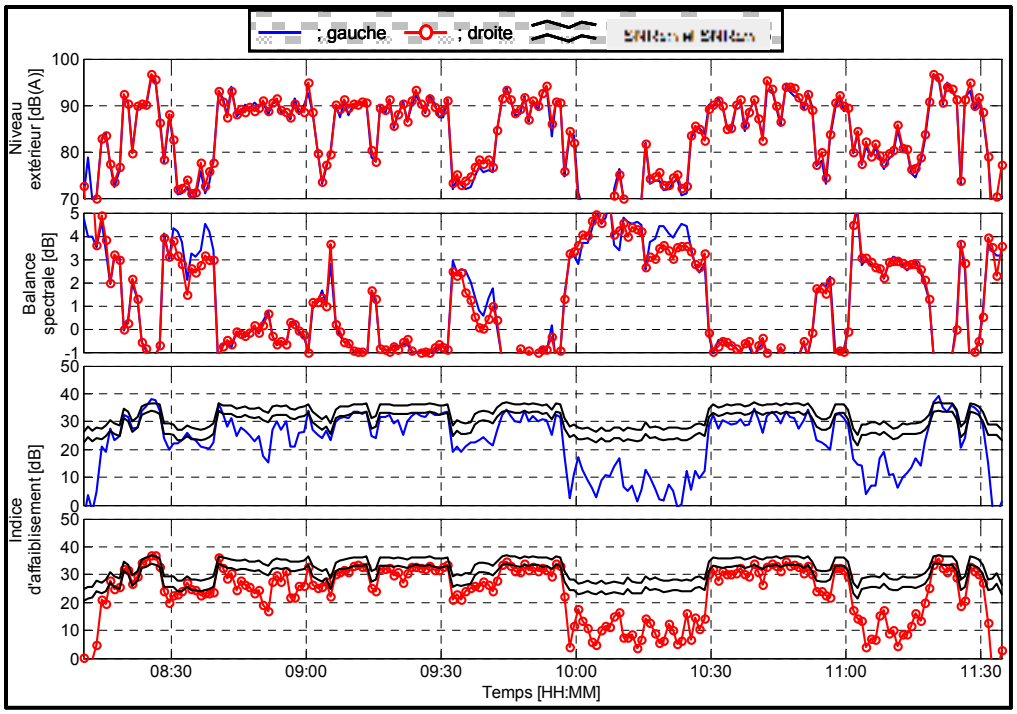


Figure 4.12 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #6 (usine #3)

La Figure 4.13 (travailleur #2 de l'usine #2, pas temporel de 1 minute) présente un cas similaire à l'usine #3 où les niveaux d'exposition fluctuent beaucoup et sont parfois moins élevés. Dans ce cas, le travailleur porte des bouchons moulés. Dans cet environnement, le travailleur se déplaçait beaucoup, souvent à l'extérieur d'où la grande variation des niveaux de bruit ambiants. Il apparait tout de suite que l'oreille droite est peu, ou pas, protégée, et ce, toute la journée. On ne peut que supposer que le bouchon est mal inséré pour cette oreille. Pour l'oreille gauche, on observe des indices d'affaiblissement plus importants, indices qui fluctuent aussi de façon importante en fonction de la balance spectrale. Encore une fois, les valeurs maximales atteintes sont généralement trouvées pour des valeurs de balances spectrales plus faibles que 1 dB. Les valeurs d'affaiblissement sont cependant en tout temps sous les valeurs de SNR_{A80} prédites par la norme ISO 4869.

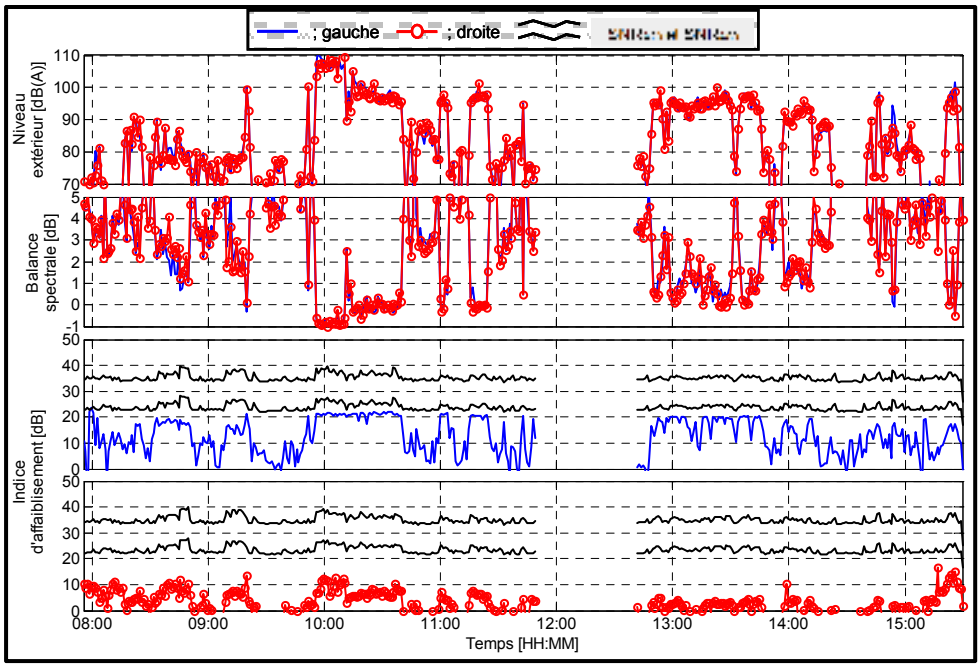


Figure 4.13 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #4 (usine #2)

4.3.2.3 Usines #4 et #5 – Bouchons moulés

Cette sous-section présente des résultats typiques obtenus dans les usines #4 et #5, usines pour lesquelles les travailleurs portent des bouchons moulés et sont soumis à des niveaux assez importants. La Figure 4.14 présente les résultats d'indice d'affaiblissement pour le travailleur #2 de l'usine #4 (pas temporel de 1 minute). Les constats suivants peuvent être faits :

- Les niveaux de bruit extérieurs sont généralement au-dessus de 90 dB(A). Pour une bonne portion de la matinée (de 7:00 à 12:00), l'oreille droite est soumise à des niveaux plus élevés que l'oreille gauche. Parallèlement, durant cette même période, la balance spectrale à l'oreille droite est plus faible qu'à gauche. Ces résultats laissent penser que le travailleur œuvrait près d'une machine ou source de bruit montrant un caractère directionnel. Pour la partie en après-midi, les niveaux et la balance spectrale aux deux oreilles sont semblables ce qui laisse croire que le travailleur travaillait à un autre endroit (ou que la source de bruit était différente).

- Les valeurs de balance spectrale sont plus élevées en après-midi (autour de 1 dB) qu'en matinée (entre -1 et 0 dB).
- Des différences significatives sont observées entre les deux oreilles pour les indices d'affaiblissement IA_{H_3}. Pour l'oreille gauche, bien que des valeurs légèrement sous les valeurs de SNR_{A80} soient obtenues, des tendances très semblables sont observées pour le SNR_A et le IA_{H_3}. Pour l'oreille droite, de faibles valeurs d'indice d'affaiblissement sont obtenues le matin pour augmenter presque du double en après-midi ce qui suggère fortement une mauvaise insertion du bouchon, du moins en matinée. Tant pour la gauche que la droite, les indices d'affaiblissements obtenus semblent légèrement supérieurs au début de la période de port qu'à la fin et ce, tant en matinée qu'en après-midi.
- Tout comme pour les cas présentés auparavant, les indices d'affaiblissement fluctuent avec la balance spectrale. Dans le cas de ce travailleur, les fluctuations de l'indice sont tout de même plus faibles que celles observées précédemment pour d'autres travailleurs.

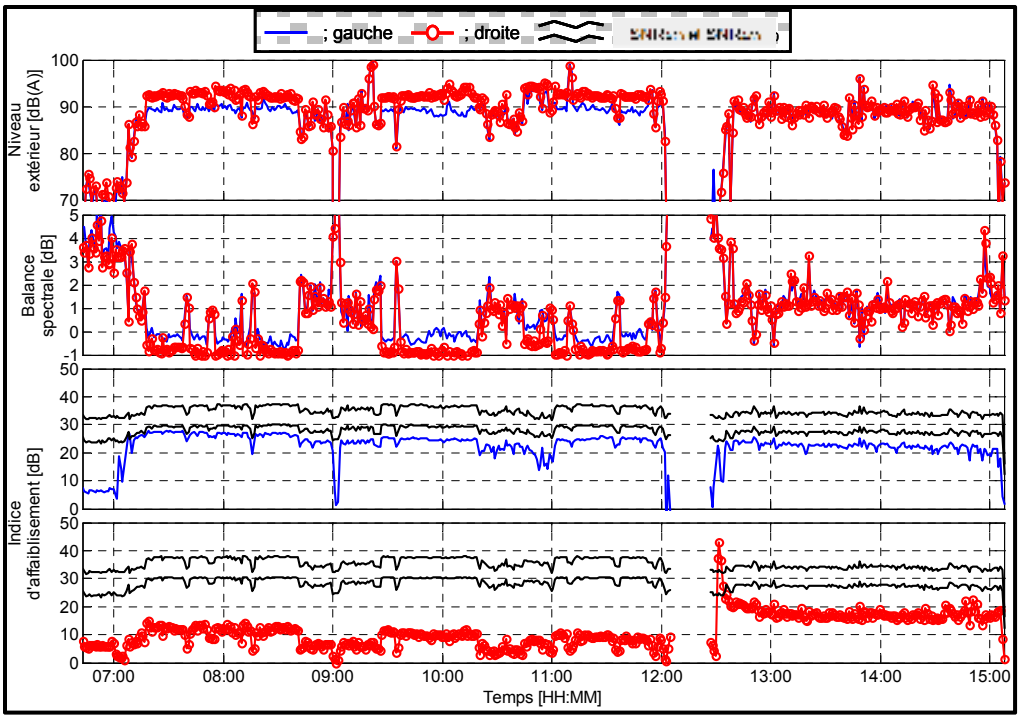


Figure 4.14 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #8 (usine #4)

La Figure 4.15 présente les résultats d'affaiblissement pour un autre travailleur portant des bouchons moulés soit le travailleur #3 de l'usine #5 (pas temporel de 1 minute). Trois périodes de « pause » sont constatées : vers 10:00, 12:00 et 14:00. Il est intéressant de noter que pour ce travailleur de bonnes valeurs d'affaiblissement sont obtenues même si la balance spectrale est relativement élevée (régulièrement supérieure à 2 dB). Des fluctuations importantes de l'indice en fonction du temps sont toutefois observées, mais aussi des fluctuations importantes des niveaux de bruit ambiant et de la balance spectrale. Certains creux sont observés dans l'indice d'affaiblissement (par exemple autour de 8:30 et autour de 11:25) sans qu'on puisse fournir d'explications simples.

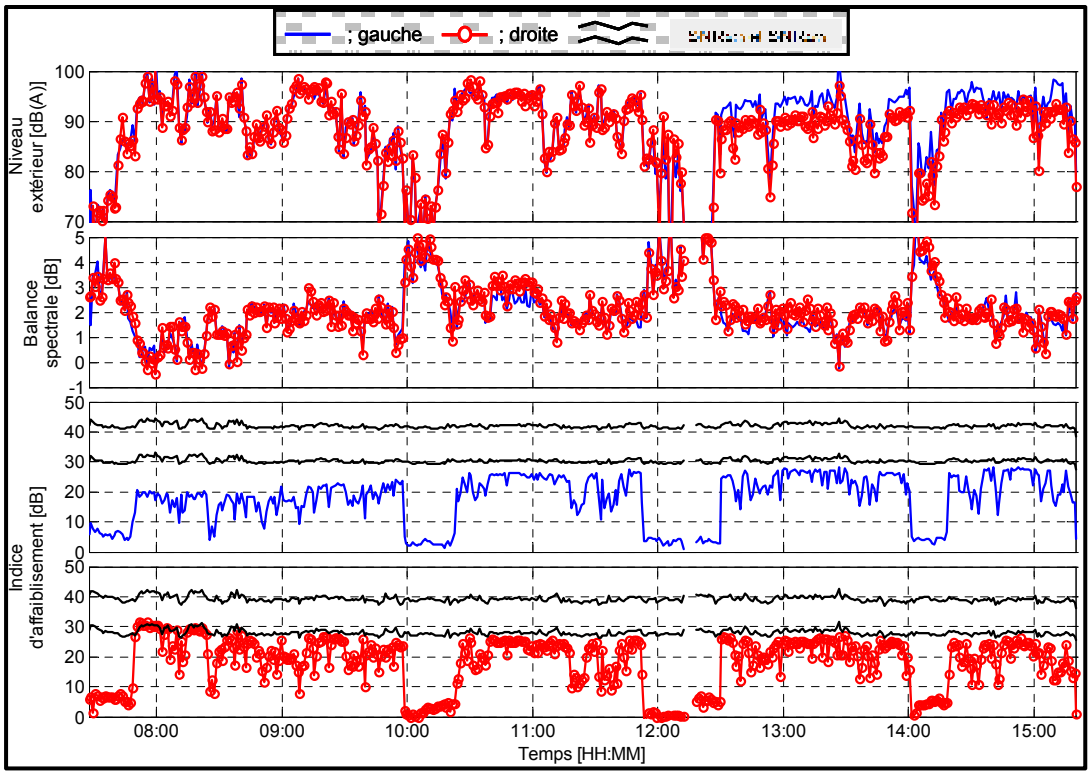


Figure 4.15 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #12 (usine #5)

4.3.2.4 Usines #8 – Niveaux de bruit très élevés

Cette sous-section présente des résultats pour l'usine #8. Cette usine possède la particularité de présenter des niveaux de bruit ambiants très importants. Les résultats sous forme d'histogrammes présentés à l'ANNEXE I montrent des niveaux globaux de bruit ambiants situés principalement entre 110 et 115 dB(A). Règle générale, les travailleurs de cette usine portent la double protection (bouchons moulés + coquilles). Par contre les bouchons moulés utilisés, d'un autre type que ceux proposés par Sonomax, ne pouvaient pas être équipés de l'instrumentation développée dans ce projet. Ainsi, pour les besoins de l'étude, seuls des essais sur des coquilles ont été réalisés sur des périodes d'environ 30 minutes par travailleur. Contrairement aux autres usines, l'équipe de recherche était presque en tout temps présente durant les mesures et a pu prendre en notes certains faits et gestes des travailleurs.

Les Figure 4.16 et Figure 4.17 les résultats d'indice d'affaiblissement obtenus pour les travailleurs #19 et #20. Puisque la période de mesure n'est que d'une trentaine de minutes, les résultats sont présentés avec un pas temporel de 5 secondes. On constate premièrement que des affaiblissements comparables aux prédictions de la norme ANSI sont généralement obtenus (le travailleur #19 ayant des indices un peu plus faibles). Conformément aux notes prises par l'équipe, on remarque aussi que le travailleur #19 est sorti de la zone de bruit important pour environ une minute (vers 19:43). Une consigne d'enlever les lunettes de protection a été donnée aux deux travailleurs à peu près au même moment (19:47:28 pour le travailleur #19 et 19:47:58 pour le travailleur #20). Il est intéressant de noter que l'effet des lunettes de protection apparait clairement pour le travailleur #19. Dans son cas, des augmentations de l'indice d'affaiblissement de plus de 5 dB à l'oreille gauche et d'environ 3 dB à droite sont observées dès le moment où les lunettes sont enlevées. De plus, on observe de plus grandes fluctuations dans le temps lorsque les lunettes sont portées. Pour le travailleur #20, les indices d'affaiblissement obtenus sont plus élevés que pour son collègue et on n'observe pas d'effet des lunettes dans son cas. Il est intéressant de noter que les deux travailleurs portaient des protecteurs neufs, des lunettes de types et marques différents et que le travailleur #20 avait le crâne rasé.

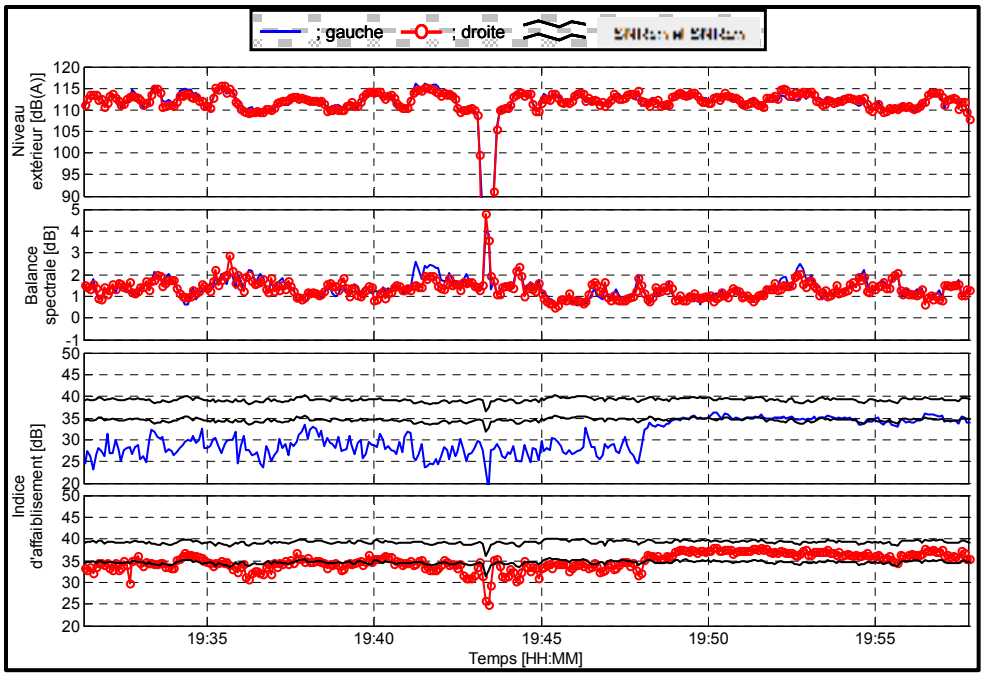


Figure 4.16 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #19 (usine #8)

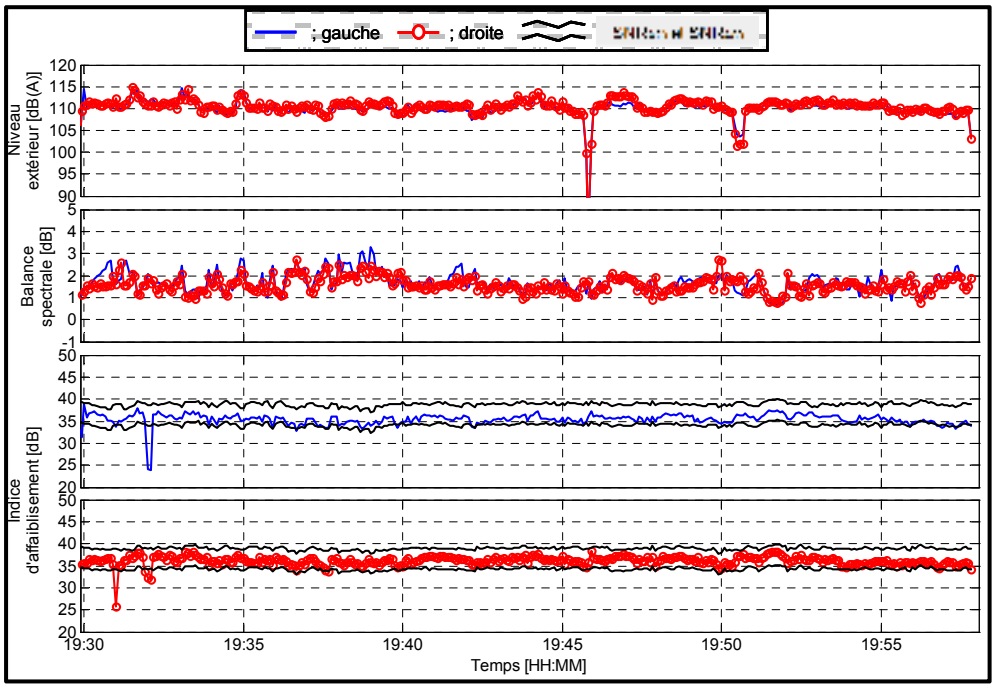


Figure 4.17 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #20 (usine #8)

Les Figure 4.18, Figure 4.19 et Figure 4.20 montrent les résultats obtenus pour le même travailleur (#23) portant la même paire de coquilles installées de trois façons différentes : avec arceau et montée sur deux casques de sécurité différents (casque I et casque II). La photo à la Figure 2.12 montre un exemple de coquilles installées sur un casque de sécurité. Tout comme pour les deux travailleurs présentés juste auparavant, la consigne d'enlever les lunettes de sécurité avait été donnée dans le cas des coquilles montées sur arceau (Figure 4.18) ce qui apparait clairement sur l'indice d'affaiblissement, autour de 20:17. Dans ce cas, les valeurs de l'indice d'affaiblissement sont différentes entre la gauche et la droite avec les lunettes pour ensuite devenir semblables et plus élevées (un peu plus bas que le SNR_{A80}) une fois les lunettes enlevées. Pour les coquilles montées sur casque, les valeurs de l'indice d'affaiblissement chutent par rapport aux serre-tête tel que prédit par les valeurs de SNR_A. Toutefois, des différences appréciables sont observées entre les deux casques. Des valeurs d'indice d'affaiblissement beaucoup plus faibles et montrant plus de variations dans le temps sont mesurées pour le casque I. par rapport au casque II où des valeurs assez stables concordant bien avec les valeurs de SNR_A sont observées. Malheureusement, il nous a été impossible d'inspecter plus en détail les casques de même que de garder ceux-ci pour faire des mesures supplémentaires.

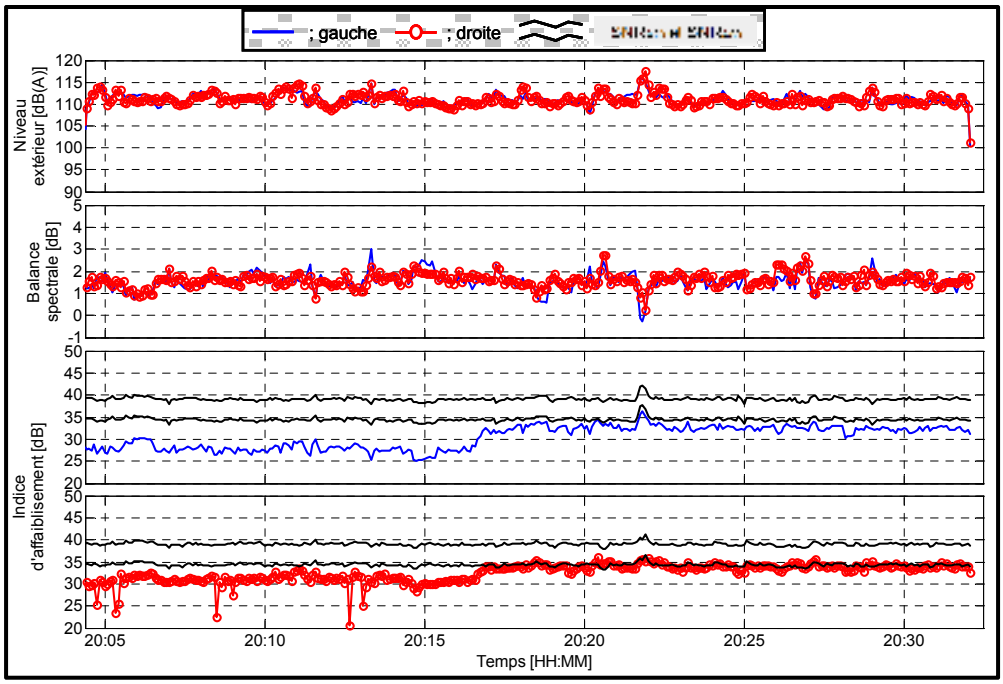


Figure 4.18 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #23 avec serre-tête

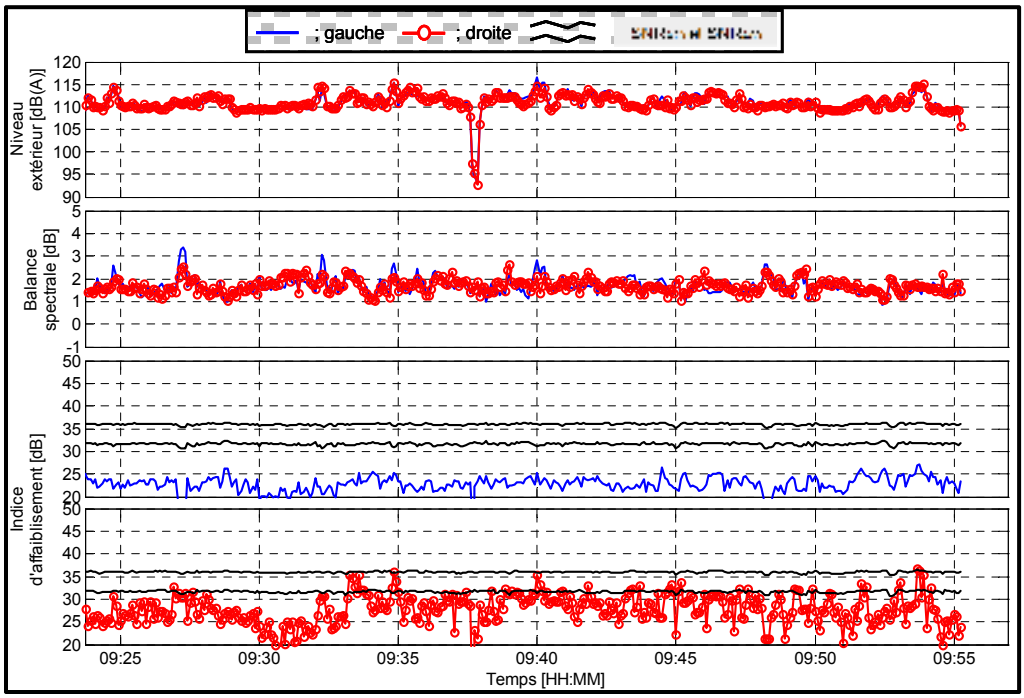


Figure 4.19 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps : travailleur #23 avec casque I

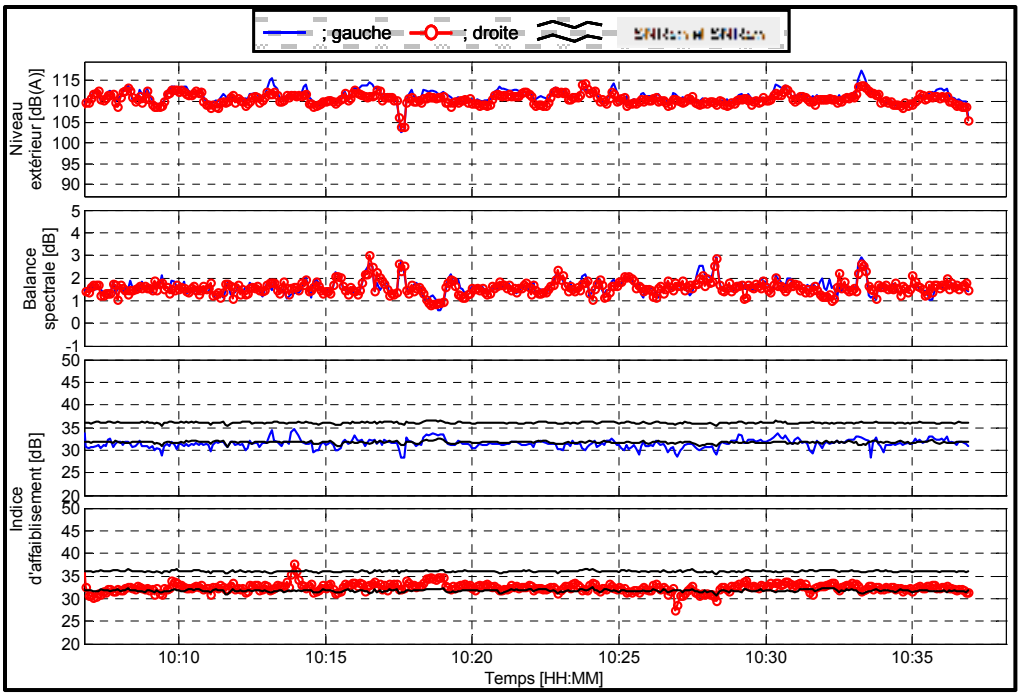


Figure 4.20 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #23 avec casque II

4.3.3 Valeurs d'affaiblissement en fonction de la fréquence

Les résultats de la section précédente permettent de dresser un portrait de l'évolution temporelle de l'affaiblissement apportée par les protecteurs, mais donnent des indications limitées quant au comportement fréquentiel des protecteurs étudiés (si ce n'est que par l'intermédiaire de la balance spectrale). Dans la même optique que pour le calcul des indices globaux d'affaiblissement IA_{H_3}, SNR_{A20} et SNR_{A80}, on propose ici de comparer les valeurs mesurées de M_{H_3} aux valeurs de APV_{20} et APV_{80}. Les valeurs de IA_{H_3} dépendant à la fois du temps et de la fréquence tandis que les valeurs de APV_x, calculés à partir des données de laboratoire, ne dépendent que de la fréquence. L'intérêt de comparer les valeurs de M_{H_3} aux

valeurs de APV_x réside dans le fait que ces types de données sont tous deux, de façon similaire, soustrait des niveaux externes pondérés A[7] tel que démontré à la section 4.2.6.2.

L'approche suivante est proposée afin d'évaluer le comportement en fréquence des affaiblissements mesurés en comparaison avec les valeurs de APV_x :

1. Pour chaque tranche de temps, on trace les spectres d'affaiblissements mesurés M_{H_3} en fonction de la fréquence;
2. On répète la même procédure qu'au point 1 en ne retenant que les spectres d'affaiblissement pour lesquels le niveau externe est supérieur à un seuil donné (pour ce qui suit, le seuil est fixé à 85 dB(A));
3. À l'aide des spectres retenus au point 2, on calcule, pour chaque bande de fréquence, l'affaiblissement moyen et l'écart type associé. On trace ensuite ces données en fonction de la fréquence sur le même graphique que les données de APV_{80} et APV_{20} ;
4. La procédure décrite est effectuée pour chaque oreille.

4.3.3.1 Travailleurs #13 et #15 – usine #6

Les Figure 4.21 et Figure 4.22 montrent les résultats obtenus par cette procédure pour les travailleurs #13 et #15 (usine #6, protecteur de type « serre-tête »). Ces résultats sont complémentaires aux résultats présentés aux Figure 4.6 et Figure 4.8. La première rangée (à partir du haut) montre les affaiblissements en fonction de la fréquence[8] obtenus pour chaque tranche de temps (ici une minute). On retrouve donc une courbe pour chaque tranche d'une minute. On constate un grand nombre de périodes de temps où les affaiblissements sont faibles. Ces affaiblissements correspondent généralement à des périodes où le travailleur a enlevé ses protecteurs (pauses, discussion avec ses collègues, etc.). Ils correspondent aussi

---

[7] Par opposition à certains calculs où les niveaux externes pondérés C sont utilisés (e.g. calcul du *NRR-Noise Reduction Rating*).

[8] Il est à noter que les affaiblissements sont présentés en dB en ordre croissant vers le bas.

souvent à des périodes où l'exposition est inférieure à une certaine valeur seuil tel qu'illustré à la seconde rangée. Pour cette rangée, seuls les affaiblissements pour un seuil d'exposition supérieur à 85 dB(A) sont conservés. On observe alors des affaiblissements beaucoup plus stables et élevés. Malgré tout, on trouve tout même quelques courbes où l'affaiblissement est plus faible, ce qui peut suggérer que le travailleur a retiré ses protecteurs lors d'expositions supérieures à 85 dB(A). La troisième rangée (celle du bas) présente les moyennes de l'affaiblissement avec ± un écart-type. Les calculs de la moyenne et de l'écart-type sont effectués sur toute la période d'exposition (avec seuil à 85 dB(A)). On y présente aussi les valeurs de APV_{20} et APV_{80} calculées en utilisant les données des manufacturiers (soit des données obtenues en laboratoire).

On constate une assez bonne concordance entre les valeurs obtenues en usine et les valeurs de APV pour le travailleur #13. Des affaiblissements plus importants à l'oreille gauche qu'à droite sont observés. De plus des écarts appréciables, encore inexpliqués, entre mesures et APV sont obtenus à 2000 Hz. On soupçonne qu'une part de l'explication de ces écarts est attribuable aux approximations utilisées pour les facteurs de corrections de tube et facteurs de compensation. Ces facteurs sont assez sensibles aux fréquences supérieures à 1500 Hz, gamme de fréquences pour laquelle on voit apparaitre des effets de résonance de tube et de canal auditif. Pour le travailleur #15 on obtient des affaiblissements inférieurs à ceux prédits par les valeurs d'APV pour des fréquences inférieures à 1000 Hz. Bien que les affaiblissements mesurés soient plus élevés pour l'oreille gauche, on observe quand même des écarts variant de 5 à 8 dB avec les valeurs d'APV. Comme on le verra plus loin, ces différences à basse fréquence sont observées pour presque tous les travailleurs. Bien qu'elles puissent être associées à de réelles faiblesses des protecteurs dans cette gamme de fréquences, il importe de mentionner que la méthode subjective du REAT, de laquelle sont extraites les données du manufacturier, tend à surestimer les valeurs d'atténuation en basses fréquences, à cause des effets du bruit physiologique (Elliott H. Berger, 1986 ; Schroeter et Posselt, 1986)). À plus haute fréquence, une bonne concordance mesures/APV est obtenue. Sans surprise, les résultats pour les deux travailleurs sont en adéquation avec les comparaisons des indices d'affaiblissement *IA* et *SNR* présentées précédemment.

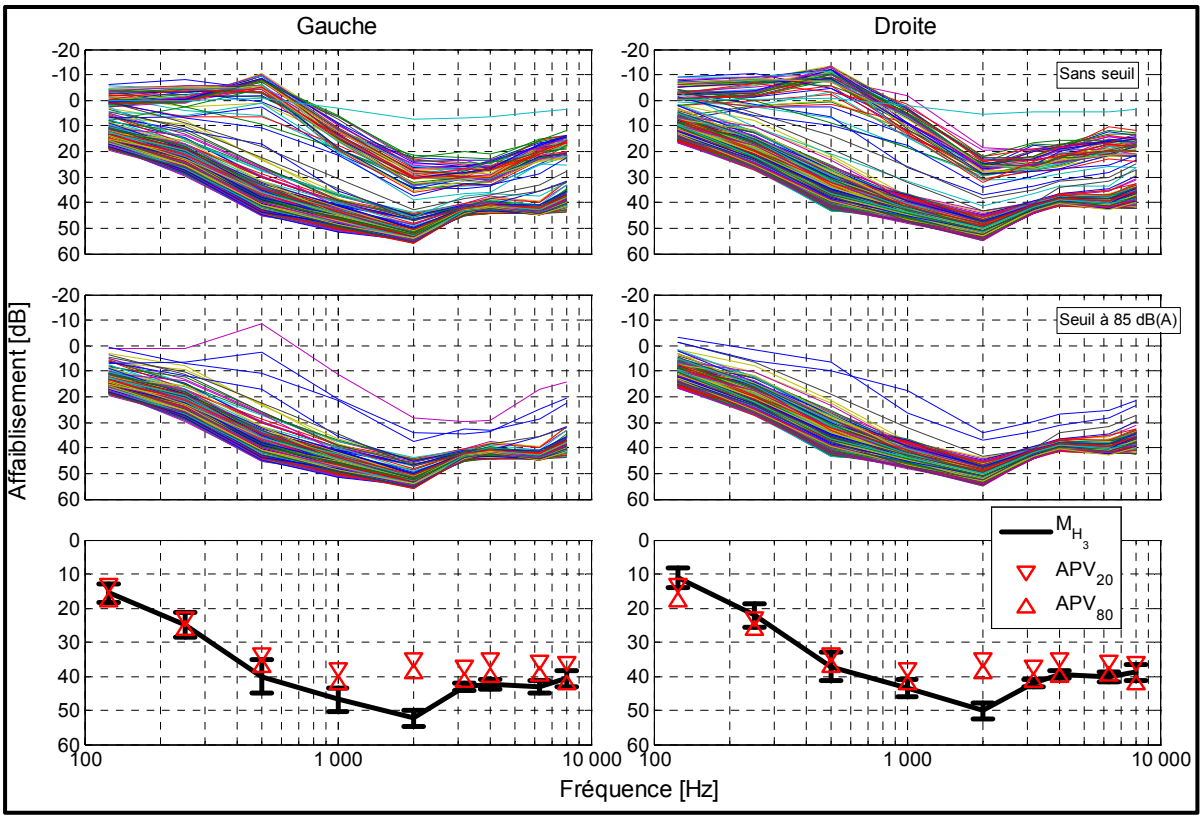


Figure 4.21 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #13 (usine #6)

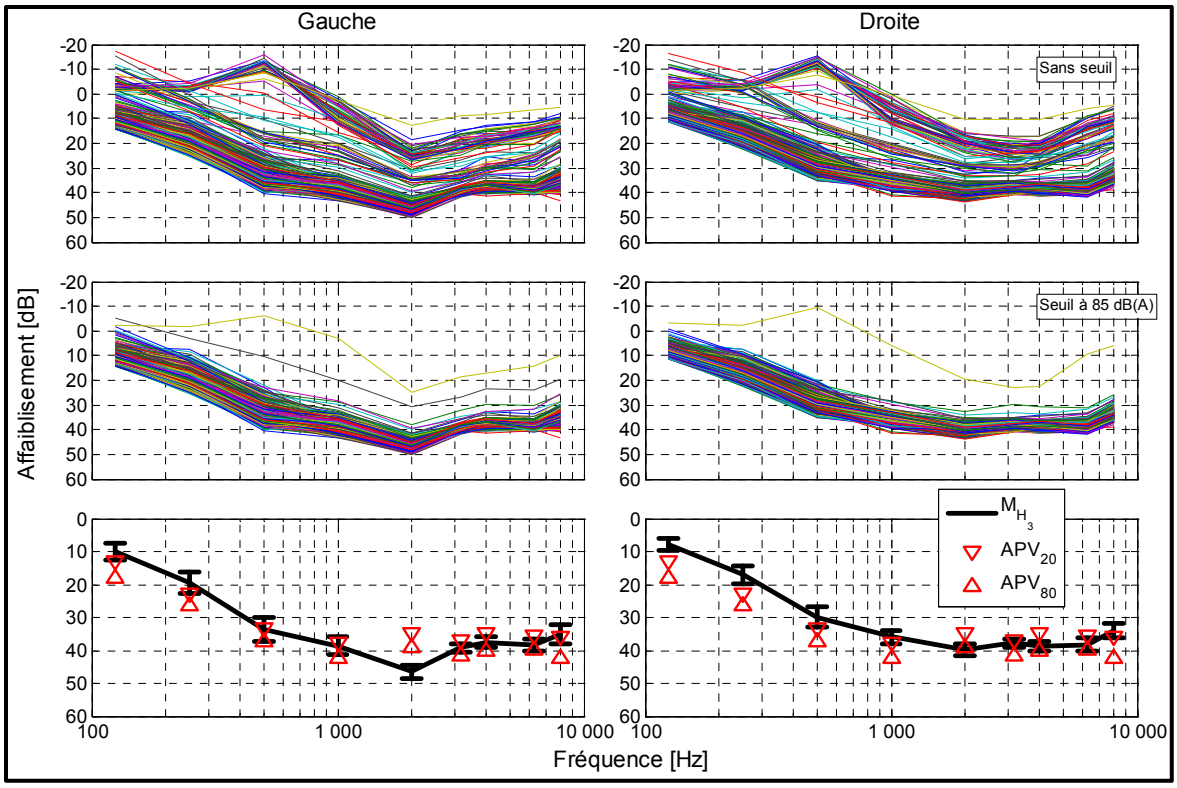


Figure 4.22 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #15 (usine #6)

4.3.3.2 Travailleurs #16 et #17 – usine #7

a Figure 4.23 (à analyser conjointement avec la Figure 4.10) présente les résultats pour le travailleur #17 (usine #7, protecteur de type « serre-tête »). Les résultats avec seuil à 85 dB(A) font bien ressortir que le travailleur enlevait souvent ses protecteurs même si les niveaux étaient supérieurs à 85 dB(A). En effet, on observe globalement deux groupes de courbes : un premier pour lequel les affaiblissements sont faibles (que l'on associe au non-port ou mauvais port des protecteurs) et un deuxième pour lequel les valeurs d'affaiblissement sont plus importantes. En ne regardant que ce deuxième groupe, on trouve des valeurs tout de même inférieures aux valeurs prédites par le APV, du moins pour les bandes de fréquences de 125 à 1000 Hz. Des résultats similaires sont obtenus pour un autre travailleur (#18) de cette même usine.

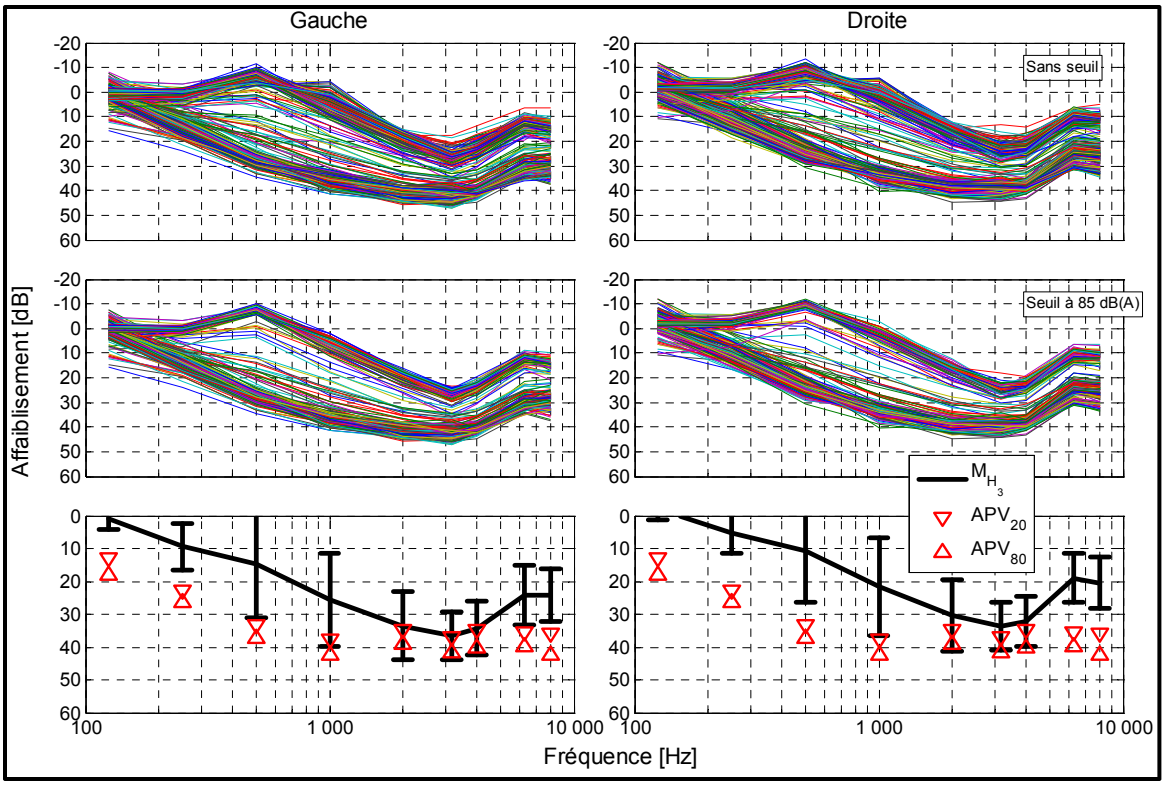


Figure 4.23 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #17 (usine #7)

Toujours pour l'usine #7, les Figure 4.24 et Figure 4.25 présente les résultats pour le travailleur #16. Cette fois-ci on observe plutôt beaucoup de variations dans les affaiblissements, en particulier pour l'oreille droite et des valeurs inférieures aux APV, et ce, pour toute la gamme fréquentielle. Il faut noter que pour ce travailleur, les niveaux externes se situent principalement entre 85 et 90 dB(A) et que la balance spectrale passe souvent au-dessus de 1.5-2 dB (contenu basse fréquence plus important) et fluctue beaucoup.

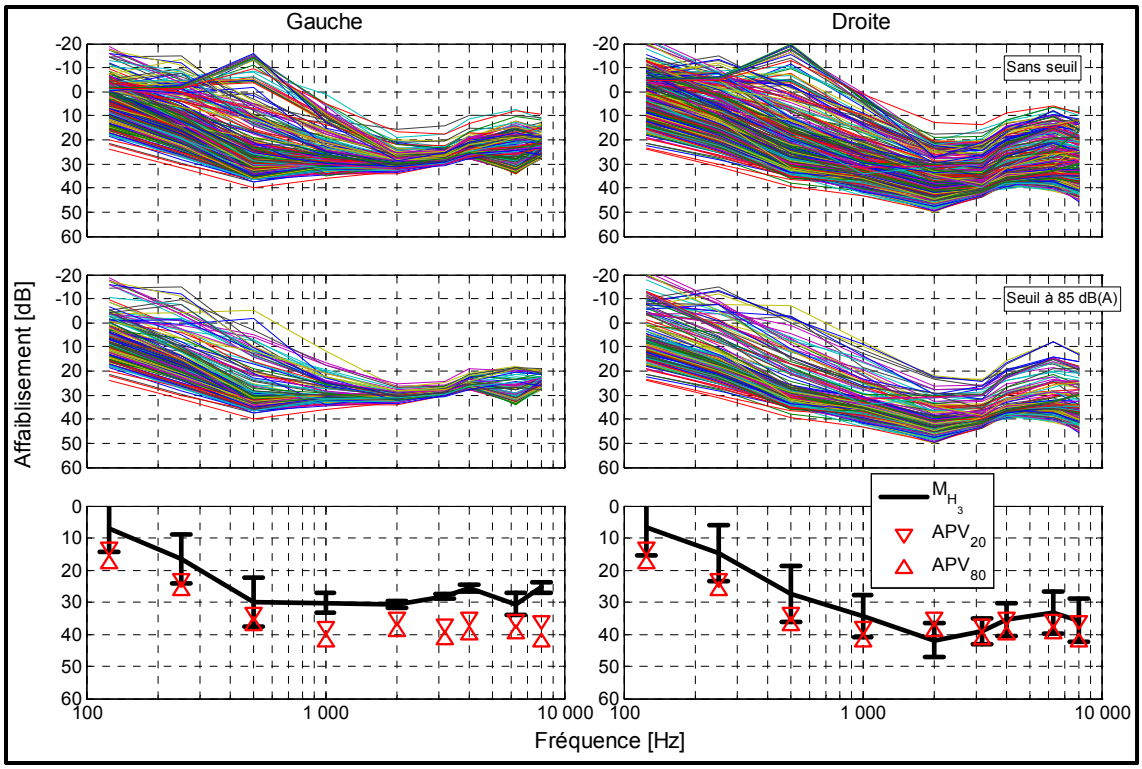


Figure 4.24 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #16 (usine #7)

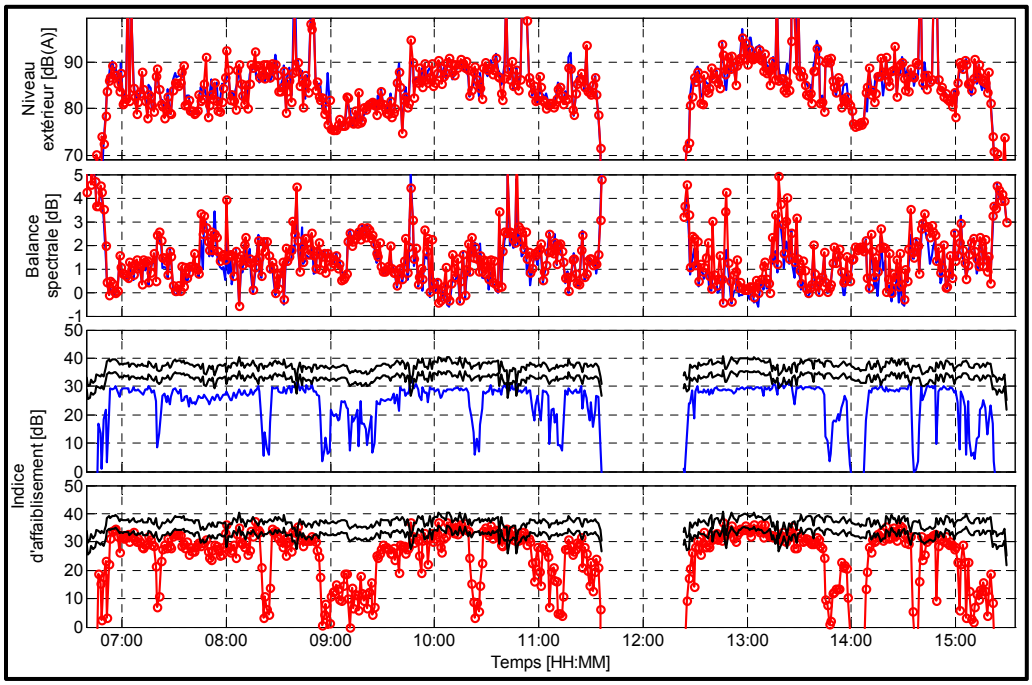


Figure 4.25 : Indice d'affaiblissement en fonction du temps :
travailleur #16 (usine #7)

4.3.3.3 Travailleurs avec bouchons moulés

La Figure 4.26 montre les résultats pour le travailleur #4 (usine #2, bouchons moulés). Telles qu'observées aussi sur les indices d'affaiblissement montrés à la Figure 4.13, des différences importantes sont obtenues entre les deux oreilles, les affaiblissements pour l'oreille droite étant très faibles. Pour l'oreille gauche, les affaiblissements varient beaucoup et sont sensiblement plus faibles que les prédictions de l'APV même si la tendance globale semble maintenue. Il est intéressant de noter pour l'oreille gauche, en regardant les valeurs à chaque intervalle de temps à la 2e rangée, deux groupes de comportement distincts (apparaissant plus clairement au-dessus de 2000 Hz). Un tel comportement peut-être dû au fait que le bouchon n'a pas été inséré (ou réinséré) de la même façon d'une fois à l'autre. Ce phénomène (plus que plausible) n'est pas aussi facilement détectable, pour ce travailleur du moins, si on ne regarde que l'indice d'affaiblissement en fonction du temps (Figure 4.13).

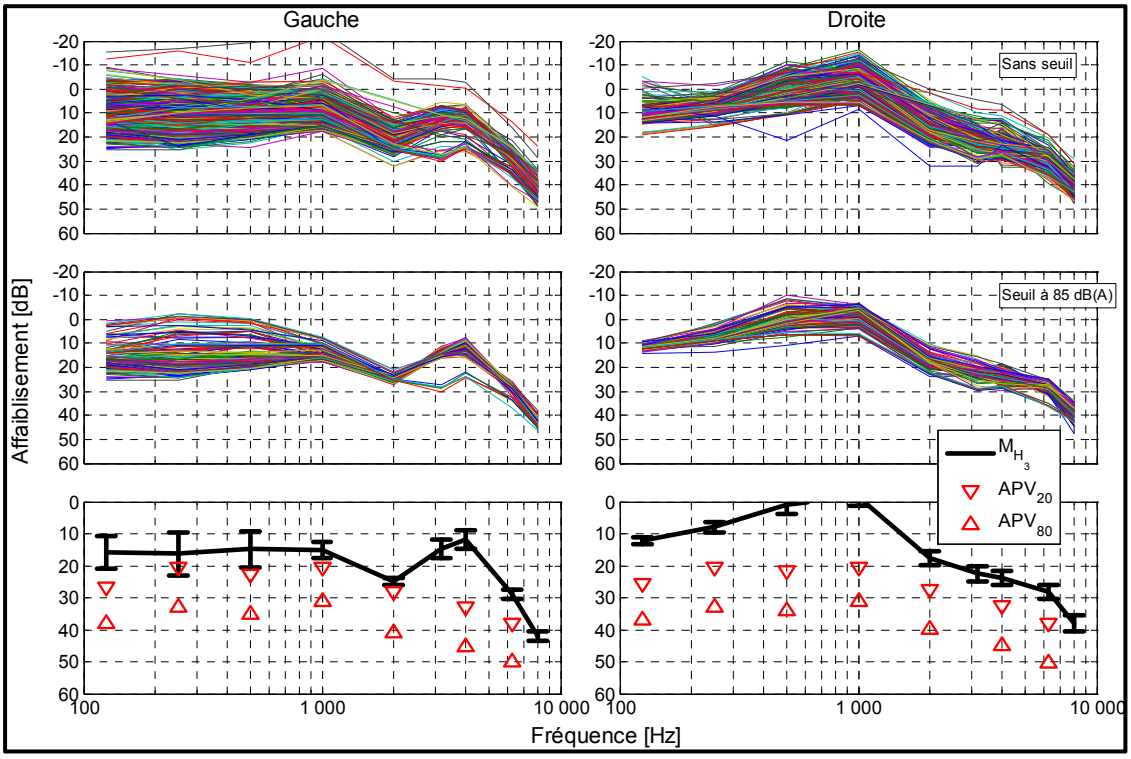


Figure 4.26 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #4 (usine #2)

À la Figure 4.27 on présente les résultats pour le travailleur #8 (usine #4, bouchons moulés). Encore une fois de grandes différences entre les deux oreilles sont observées bien que globalement les affaiblissements soient plus importants dans le cas de ce travailleur. On remarque notamment que pour l'oreille gauche les valeurs obtenues sont très similaires à celles prédites par les APV[9]. Les résultats (avec seuil) pour l'oreille droite montrent une claire démarcation entre deux groupes de courbes d'affaiblissement. Ils correspondent, conformément à ce qui a été observé sur la Figure 4.14 qui lui est associée, aux affaiblissements obtenus en matinée (les valeurs les plus faibles) et en après-midi. Ces résultats nous indiquent, pour ce travailleur, qu'un bouchon moins bien inséré (résultats de la matinée) donne des affaiblissements plus faibles sur presque toute la gamme de fréquences. Pour la partie en après-midi, les affaiblissements sont plus importants et se comparent à ceux obtenus pour l'oreille gauche à partir d'environ 500 Hz. Sous cette fréquence les valeurs sont plus faibles ce qui explique probablement les valeurs d'indices IA plus faibles obtenus à droite par rapport à la gauche.

[9] Il faut toutefois mentionner que pour ce travailleur, les valeurs du bouchon générique ont été utilisées pour calculer les *APV*.

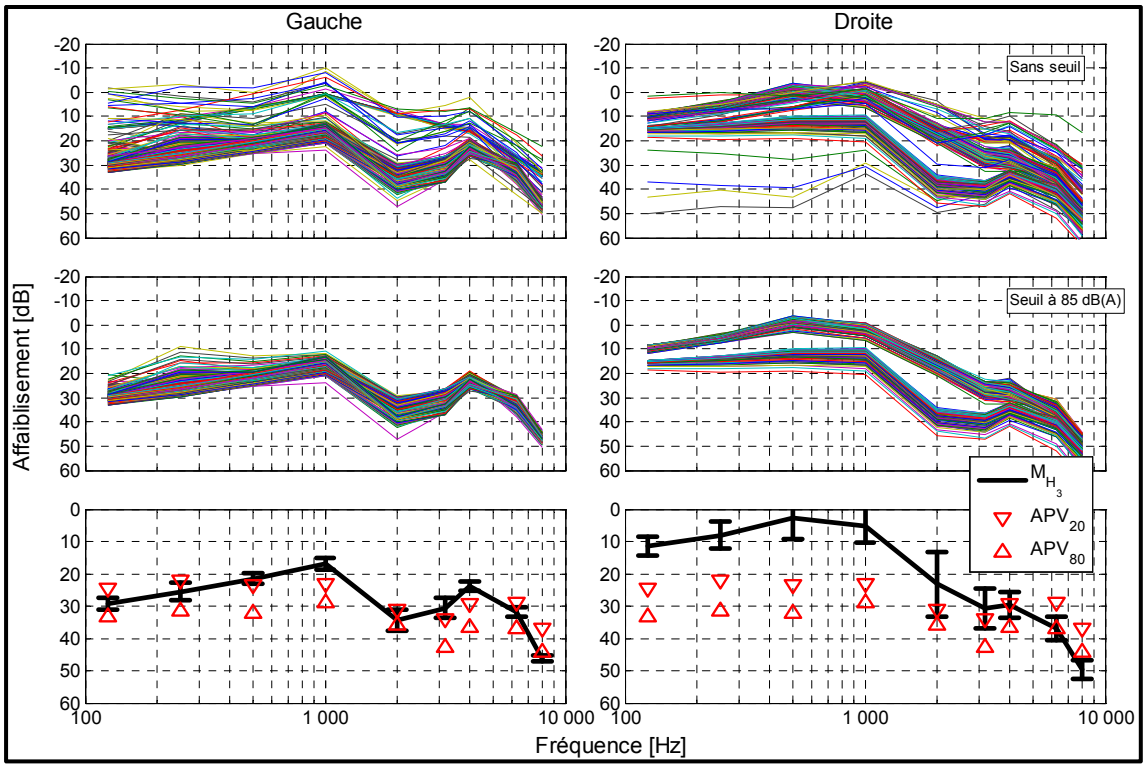


Figure 4.27 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #8 (usine #4)

La Figure 4.28 présente les résultats pour le travailleur #12 de l'usine #5 (voir aussi Figure 4.15). Pour ce travailleur, on observe des affaiblissements semblables pour les deux oreilles, sous les valeurs de APV. Par contre, on observe beaucoup plus de variations (écarts-types plus grands) dans les affaiblissements que pour les deux travailleurs présentés précédemment (voir Figure 4.26 et Figure 4.27). On note aussi deux groupes de courbes distincts dans les affaiblissements (plus visible au-dessus de 2000 Hz) pour l'oreille gauche ce qui mène à des écarts-types plus importants pour cette oreille. Suite à un examen plus détaillé des résultats, il a pu être établi que les courbes d'affaiblissements les plus faibles sont associées à ce qui se passe entre 8:00 et 10:00 (indice IA aussi plus faible) soit juste avant la pause du matin. On donc peut supposer que le bouchon de l'oreille gauche a été mieux inséré au retour de la pause.

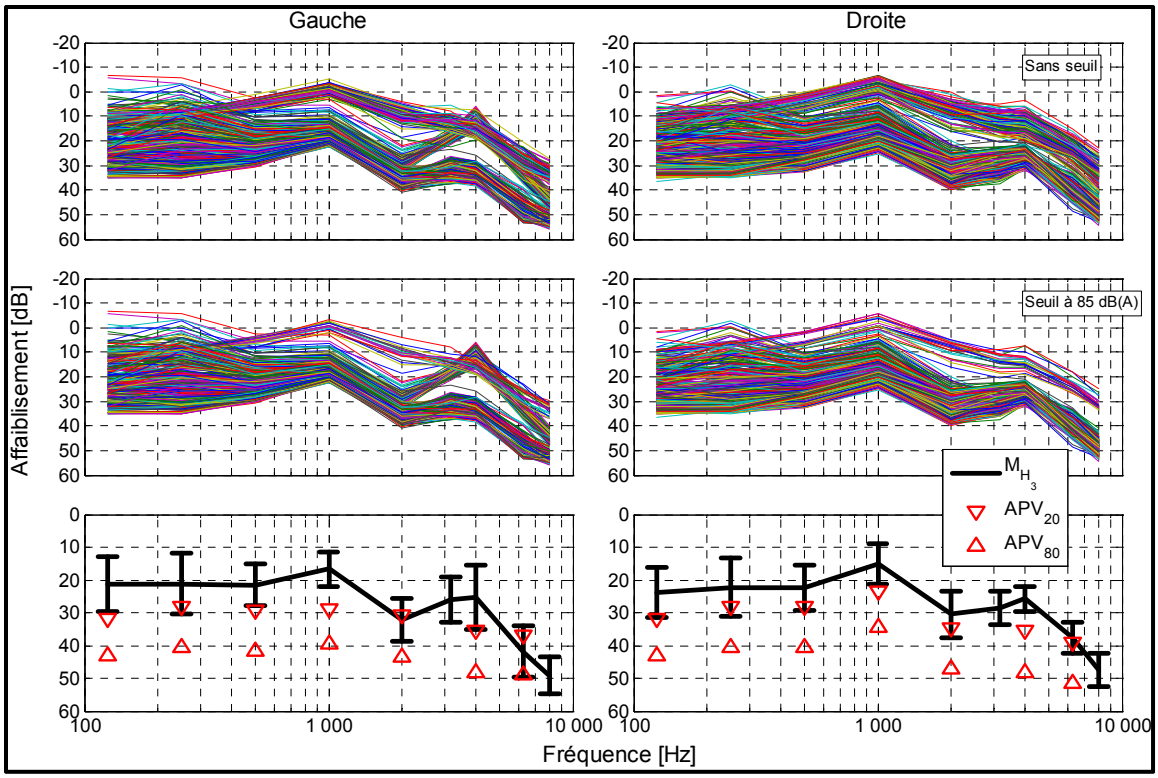


Figure 4.28 : Affaiblissements en fonction de la fréquence : travailleur #12 (usine #5)

4.3.3.4 Travailleurs de l'usine #8 – niveaux ambiants élevés

Les Figure 4.29 et Figure 4.30 montrent les résultats pour deux travailleurs de l'usine #8, usine pour laquelle les niveaux ambiants sont très élevés. Chaque courbe d'affaiblissement représente maintenant le résultat pour un pas de 5 secondes. La première figure présente le cas du travailleur pour qui l'effet des lunettes était important (voir Figure 4.16) tandis que la deuxième montre les résultats pour celui où l'effet des lunettes n'était pas perceptible (voir Figure 4.17). On observe principalement l'effet des lunettes à basse fréquence (<500 Hz). Malgré tout, même si l'effet des lunettes est facilement observable, peu de variations (écarts-types faibles) sont obtenues pour les deux travailleurs et les valeurs d'affaiblissement s'approchent de la fourchette de valeurs de APV_{80} et APV_{20}.

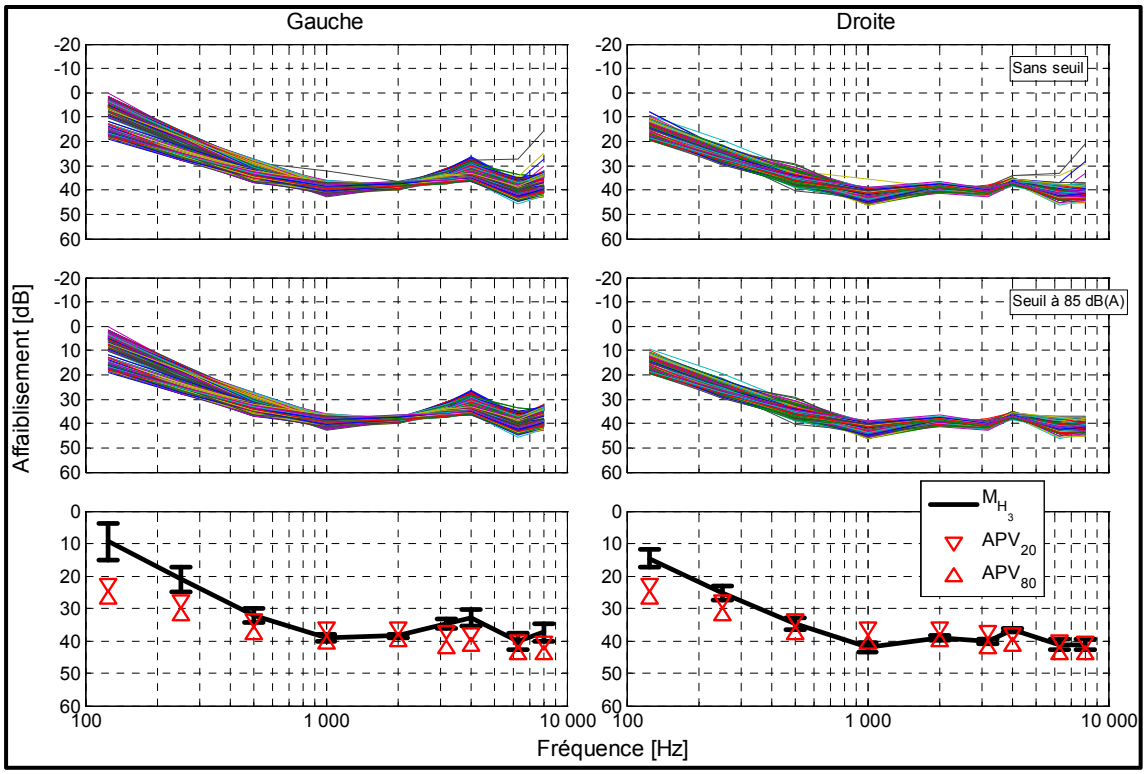


Figure 4.29 : Affaiblissements en fonction de la fréquence :
travailleur #19 (usine #8)

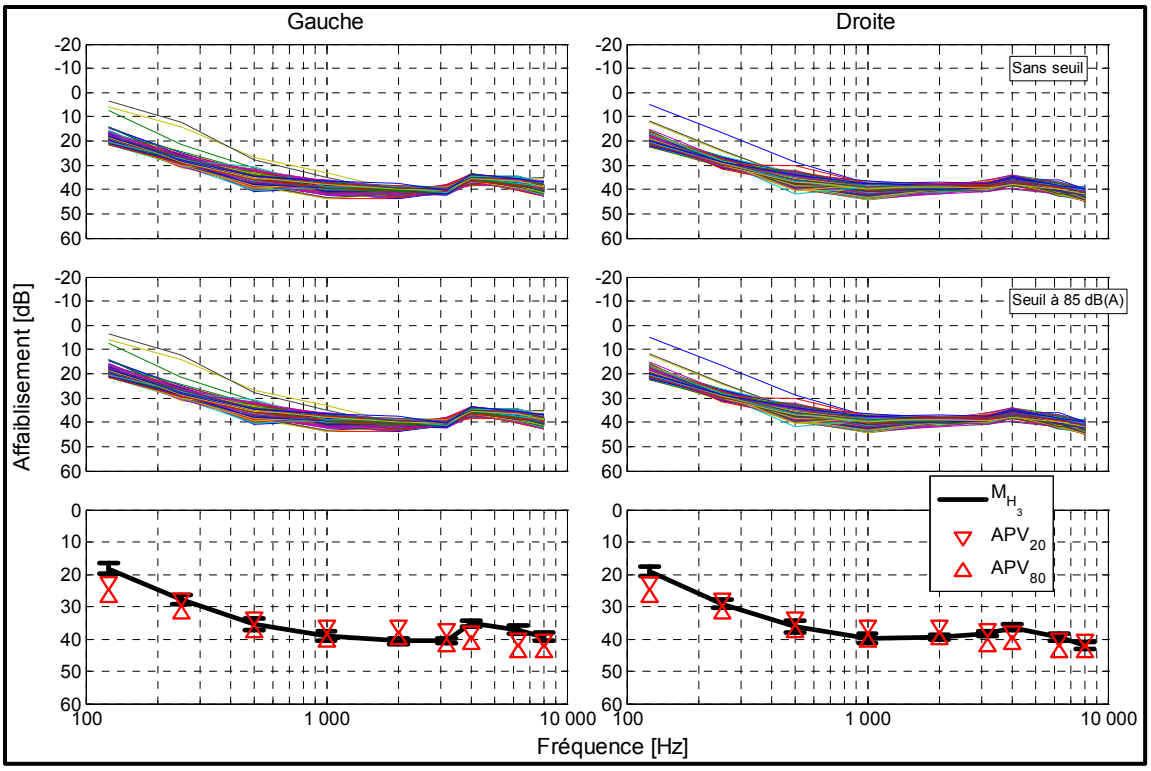


Figure 4.30 : Affaiblissements en fonction de la fréquence :
travailleur #20 (usine #8)

Finalement, les Figure 4.31 et Figure 4.32 présentent les résultats pour le travailleur #23 avec une paire de coquilles installée sur deux casques différents. Pour le casque I, des affaiblissements peu élevés sont obtenus pour les bandes de 125 et 250 Hz et ce, particulièrement pour l'oreille gauche. L'oreille droite voit ses affaiblissements plus élevés, mais de plus grandes variations sont obtenues. De plus, pour les deux oreilles, on observe une diminution de l'affaiblissement autour 4000-5000 Hz. Les résultats sont toutefois différents pour le casque II. Pour ce casque on trouve des variations beaucoup moins importantes et des valeurs d'affaiblissements plus importantes, comparables aux valeurs de APV. De ces résultats, il est impossible de tirer des conclusions générales quant à l'effet du port du casque sur les niveaux de protection. On ne peut que constater qu'une même paire de coquilles installée sur deux casques différents (et sur un même travailleur) a donné des résultats tout à fait différents.

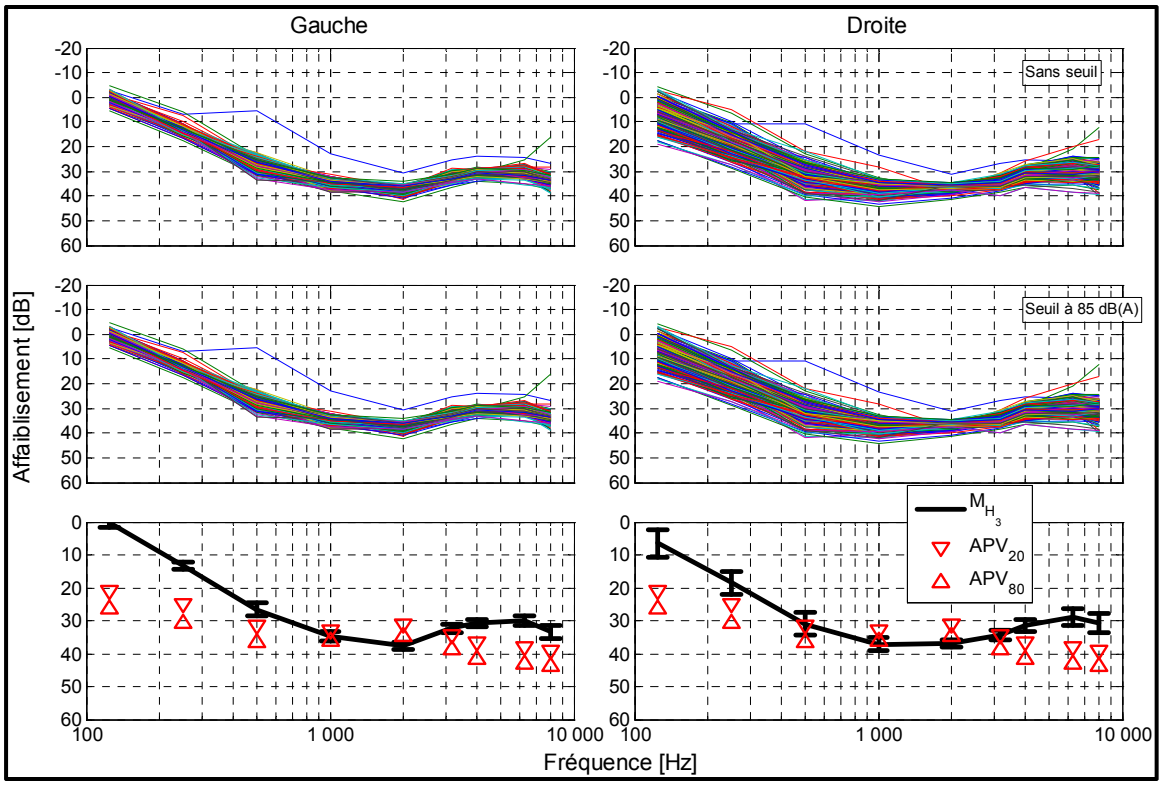


Figure 4.31 : Affaiblissements en fonction de la fréquence :
travailleur #23 casque I (usine #8)

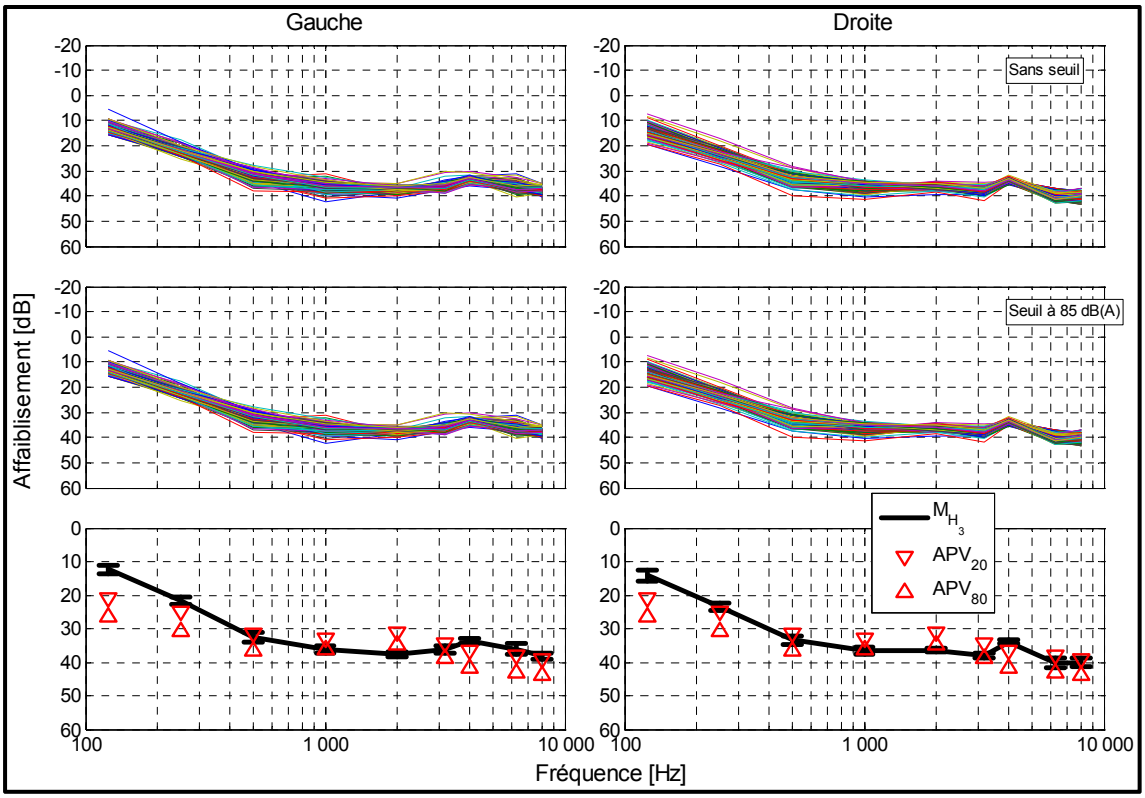


Figure 4.32 : Affaiblissements en fonction de la fréquence :
travailleur #23 casque II (usine #8)

4.4 Conclusions

Cette section a permis de montrer qu'il est possible de faire la mesure de la performance de protecteurs auditifs (de même que la mesure des niveaux protégés) en milieu de travail, et ce, en continu durant un quart de travail complet. Une méthodologie de mesure basée sur la méthode F-MIRE a été développée et a menée à l'élaboration d'un dispositif léger, robuste et portable. Ce dispositif a été utilisé dans différents environnements de travail ainsi que sur plusieurs travailleurs portant des protecteurs de type serre-tête ou bouchons moulés. Au total, huit (8) entreprises ont été visitées et vingt-quatre (24) travailleurs ont été testés.

4.4.1 Constats

L'analyse des résultats obtenus pour les vingt-quatre travailleurs examinés a permis de mettre en évidence plusieurs points importants (sans ordre d'importance précis):

1. Pour presque tous les cas étudiés, les indices d'atténuation obtenus varient de façon significative en fonction du temps sur de longues périodes de temps. Des variations plus importantes sont obtenues pour les bouchons moulés que pour les serre-têtes.

2. Pour un travailleur donné, des différences souvent importantes entre les deux oreilles (différences droite/gauche) sont observées. Encore une fois, ces différences sont plus accentuées pour les travailleurs portant des bouchons moulés.

3. Pour un même modèle de protecteur, des indices d'affaiblissement différents sont souvent obtenus d'un travailleur à l'autre.

4. Les comparaisons des spectres d'atténuation obtenues par la mesure avec les valeurs affichées par les manufacturiers (obtenues en laboratoire) permettent de mettre en relief les résultats suivants :
    a) les valeurs « terrains » sont inférieures à celles dites « laboratoires ». Ces résultats sont en accord avec les données bien connues de la littérature sur les indices d'atténuation, données qui ont montré que les indices d'atténuation « laboratoire » surestiment les valeurs « terrains ». Les valeurs « terrain » obtenues pour les bouchons sont plus éloignées des valeurs « laboratoire » que les valeurs obtenues pour les coquilles.
    b) Les comparaisons entre les mesures terrain et les données laboratoire standard pour les valeurs d'atténuation des serre-têtes semblent indiquer que les approximations utilisées pour les facteurs de compensation sont réalistes.
    c) Pour les cas où les valeurs d'atténuations « terrain » concordent assez bien avec les valeurs « laboratoire » des atténuations « terrain » plus faibles sont

particulièrement notées à basse fréquence (125, 250 et 500 Hz). Ces écarts peuvent être dus à une réelle faiblesse du protecteur ou encore aux effets du bruit physiologique, effet connu qui tend à donner des valeurs d'atténuation plus élevées avec la méthode du REAT en laboratoire

5. Sans réelle surprise, les résultats d'indice d'atténuation, mis en rapport avec la balance spectrale, montrent la performance est fortement influencée par le contenu fréquentiel du bruit ambiant. Cela démontre donc l'importance de bien connaitre le contenu spectral du bruit auquel est exposé un travailleur lorsque vient le temps de faire une sélection adéquate d'un protecteur.

6. Les résultats d'atténuation et d'indices d'affaiblissement ont permis de constater (ou plutôt de confirmer) que le port de lunettes ou de casque de sécurité peut avoir un impact important sur la performance des protecteurs. Cependant, aucune généralisation ne peut être énoncée puisque des cas où la performance n'a pas été sensiblement modifiée ont été aussi observés.

7. Bien que l'analyse des signaux temporels puisse encore être bonifiée pour faire la détection de certains événements dans le temps, il a été montré que l'approche développée dans le projet renferme tout le potentiel pour l'accomplir. Dans ce sens, il a pu être montré et détecté, pour un des travailleurs testés, l'effet important du port de lunettes de sécurité sur la performance des protecteurs qu'il portait.

8. Compte tenu des différences gauche/droite, des différences inter-sujets et des variations importantes dans le temps observées pour les sujets testés dans le cadre de ce projet, il nous apparait que l'utilisation d'indicateurs personnalisés (par opposition à un indicateur unique moyen pour un protecteur donné) serait plus appropriée pour quantifier la protection obtenue par un travailleur. De même, bien que leurs utilisations soient répandues et qu'ils soient simples à mettre en œuvre, les procédures

de décote[10] (« de-rating ») ne semblent pas en corrélation avec les résultats obtenus dans ce projet.

4.4.2 Perspectives

Ce projet a permis de montrer le potentiel de l'approche développée pour faire non seulement la mesure en continu de la performance de protecteurs auditifs, mais aussi de faire la mesure des niveaux protégés. Pour terminer ce chapitre, nous faisons ressortir les principaux points qui demanderaient à être plus approfondis dans le futur.

4.4.2.1 Facteurs de compensation.

Les facteurs de compensation permettent en principe de relier les résultats d'atténuation obtenus par l'approche proposée à ceux obtenus par la méthode subjective du REAT ou encore celle objective du *IL* (« Insertion Loss »). Ces deux dernières sont les approches reconnues dans les différentes normes sur les protecteurs auditifs. Il devient donc important de bien caractériser les facteurs de compensation afin que notre approche permette des comparaisons avec des valeurs « normalisées » ou règlementaires. Lors du présent projet, des facteurs de correction de groupe tirés de travaux de la littérature ont été utilisés pour les bouchons tandis qu'une approximation assez rudimentaire a été utilisée pour les coquilles. Des travaux sont nécessaires afin d'étudier plus en détail cet aspect pour mieux définir les facteurs à utiliser et explorer si il est envisageable, ou même désirable, d'avoir des facteurs individualisés. La quantification de chacun des facteurs de compensation a été présentée dernièrement (Nélisse *et al.*, 2015) en champs diffus. Le deuxième objectif de la thèse, qui trait du développement d'un modèle numérique pour améliorer la méthode, vise à aider à

---

[10] La décote consiste, afin de refléter le fait que les données « terrain » sont plus faibles que les données « laboratoire », à réduire l'indice d'atténuation affichée par le fabricant par un certain pourcentage. Ce pourcentage dépend en général du type de protecteur et la décote s'applique lors de l'estimation des niveaux protégés pour des fins réglementaires. Différentes procédures de décote sont proposées selon les pays et réglementations.

quantifier ces facteurs de compensations, en champ direct, en fonction de l'angle d'incidence de la source.

4.4.2.2 Niveaux protégés.

D'un point de vue santé et sécurité pour les travailleurs il est généralement plus important de connaitre les niveaux protégés (sous le protecteur) que les atténuations ou indices d'atténuation des protecteurs eux-mêmes. De plus, ce sont généralement les niveaux protégés qui font l'objet de règlementation dans divers organismes, juridiction ou pays. Bien qu'il nous était possible de présenter les résultats de niveaux protégés dans ce projet, l'objectif initial était de développer une méthode de mesure terrain permettant de comparer les mesures avec l'atténuation standard mesurée en laboratoire, pour cette raison, les résultats sont présentés en fonction de l'indice d'affaiblissement.

4.4.2.3 Traitement de signal et détection d'évènements dans le temps

L'approche qui consiste à enregistrer directement les signaux temporels permet une grande flexibilité, car elle ouvre la voie à de l'analyse en fréquence plus fine ou encore à du traitement de signal plus sophistiqué que ce qui a été réalisé dans le projet jusqu'à maintenant. Par exemple, on peut imaginer faire la détection automatique et l'analyse d'évènements dans le temps (voix et parole, signaux d'alarme, non-utilisation du protecteur, entrave à la communication, etc.) par différentes approches de traitement de signal plus ciblées. De tels traitements pourraient mener à une meilleure compréhension des phénomènes en jeu de même qu'à des calculs plus précis de différents indicateurs tels les doses de bruit, le temps de non-port ou l'indice d'atténuation ou encore permettraient le calcul de différentes statistiques.

4.4.2.4 Échantillons plus grands

Bien que les mesures faites au cours du projet constituent une quantité importante d'information, il serait bénéfique de faire le même genre de mesures sur un plus grand

nombre de sujets de même que sur un plus grand nombre et une plus grande variété de protecteurs.

4.4.2.5 Autres types de protecteurs

Le projet n'a porté que sur deux types de protecteurs classiques soit des coquilles standards et des bouchons moulés. Il serait intéressant d'appliquer la méthode (en l'adaptant au besoin) sur d'autres types de protecteurs : i) bouchons de types différents (mousse, pré-moulés, etc.) ; ii) protecteurs avec systèmes de communication intégrés ; iii) protecteurs avec système de contrôle actif (électronique embarquée) ; iv) protecteurs passifs avec filtres (filtres passifs, protection dépendant du niveau, bouchon pour musiciens, etc.)

4.4.2.6 Analyse des mesures en temps réel.

Le système de mesure développé permet la mesure de fichiers temporels. Ceux-ci sont par la suite traités pour obtenir les résultats. Il est possible, en laboratoire avec des systèmes de mesures et d'analyse plus lourds, de faire le suivi des données en temps réel. Il devient alors possible de faire une observation fine et très instructive de la performance en temps réel des protecteurs en fonction des activités et mouvement du sujet les portant. On peut facilement observer en direct, par exemple, l'effet de la force de serrage pour des coquilles, de l'insertion d'un bouchon, ou encore de différents mouvements de la tête et du corps sur la performance. On peut ainsi imaginer à long terme qu'avec le développement de technologies sans fil, il serait envisageable d'obtenir à distance, en milieu de travail, les signaux des microphones en d'en faire l'analyse en temps réel et ainsi de suivre en continu le comportement des protecteurs.

4.4.2.7 Appareillage de mesure de type « commercial ».

Une meilleure caractérisation des facteurs de compensation, des travaux avec des groupes de normalisation et des développements au niveau des microphones et systèmes d'acquisition permettent d'envisager à plus ou moins long terme le développement d'un dispositif de

mesures (ou du moins un prototype) qui pourrait être utilisé par un plus large public et éventuellement être commercialisé si l'intérêt se manifeste.

CHAPITRE 5

DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN MODÈLE FEM, TENANT COMPTE DE LA VARIATION DE L'ATTÉNUATION MESURÉE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE DE LA SOURCE

Le deuxième objectif de la présente recherche est le développement d'un modèle FEM pour aider à optimiser la méthode de mesures F-MIRE en continu développée. Cet objectif comprend deux sous-objectifs : le développement du modèle proprement dit, présenté dans ce chapitre 5 et une application de ce modèle, présenté dans le chapitre 6. La première section de ce chapitre présente le développement du modèle FEM. La seconde section présente l'élaboration du protocole de laboratoire permettant de mesurer la variation du NR^* en fonction de l'angle d'incidence de la source. La troisième section présente trois validations du modèle soit : (i) en fonction de la diffraction due à la tête, au torse et à la coquille; (ii) en fonction de la transmission sonore à travers la coquille; (iii) en fonction de la variation de l'atténuation mesurée (ΔNR^*). Finalement, la dernière section présente les conclusions, améliorations et perspectives du modèle.

5.1 Développement du modèle FEM

La configuration choisie pour le modèle FEM, présenté à la Figure 5.1, consiste en une coquille antibruit couplée à une tête artificielle (ATF en anglais pour « acoustical test fixture »). La coquille est appuyée (sur le côté de la tête) sur un disque de silicone qui simule la peau autour du canal auditif. L'ATF est de marque et de modèle G.R.A.S CB-45® (GRAS Sound & Vibration, Denmark) et la coquille est une EAR1000 model® (3M Hearing Protection, U.S.A.). Le système est excité acoustiquement par une onde plane dont l'angle d'incidence peut être varié. Comme le modèle doit prendre en compte la transmission à travers la coquille, plusieurs difficultés se présentent à cause de la complexité du problème. Il a donc été décidé de simplifier légèrement le modèle en enlevant le pavillon de l'oreille de l'ATF et la mousse absorbante à l'intérieur de la coquille. On fait l'hypothèse que ces

modifications n'altèrent pas significativement le problème de transmission. L'oreille de calcul sera l'oreille droite.

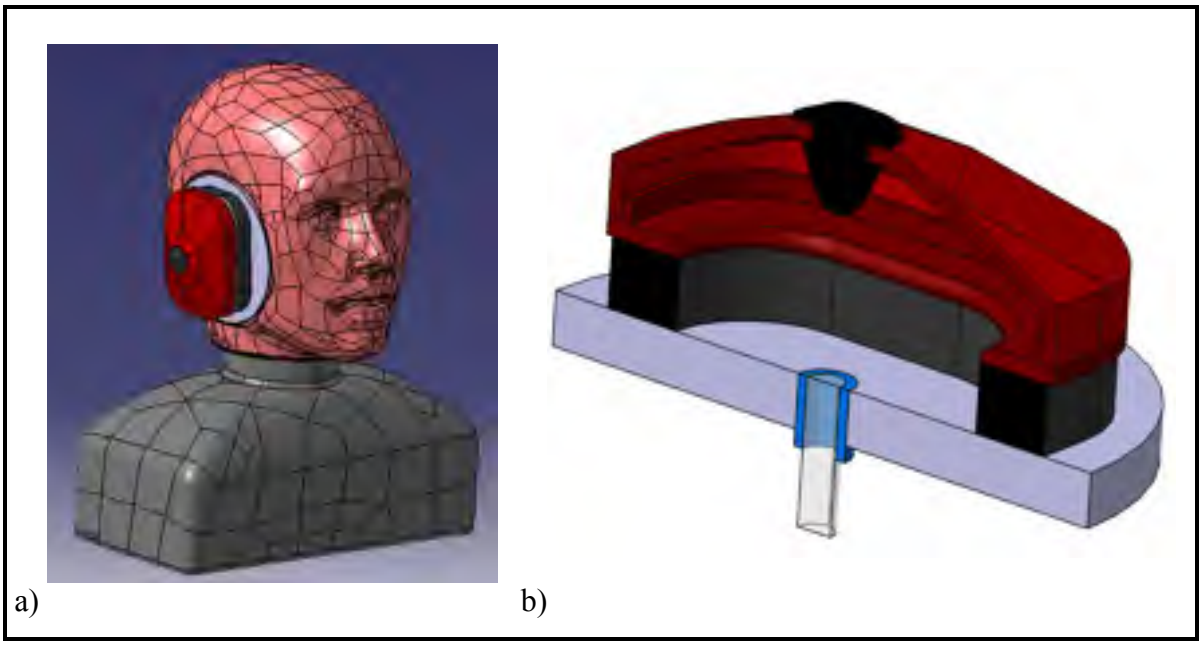


Figure 5.1 : Représentation des différents domaines modélisés, a) vue complète du modèle CAD de l'ATF (torse et tête), du disque de silicone (peau artificielle) et de la coquille EAR-1000. b) vue en coupe de la coque en plastique, du coussin de l'attache en caoutchouc, de la peau à l'intérieur du canal auditif ainsi que du canal auditif.

Le modèle géométrique complet consiste en plusieurs domaines : (A) la coquille, (B) la peau artificielle en silicone, (C) la peau à l'intérieur du canal auditif, (D) la cavité acoustique à l'intérieur de la coquille et du canal auditif, (E) l'air autour de l'ATF et de la coquille. Les détails de la modélisation de ces domaines ainsi que le détail de la source d'excitation (F) sont discutés dans les sous-sections suivantes. Les modélisations géométriques de la coquille et de l'ATF ont été réalisées avec le logiciel de CAD Solidworks® (DS, France) et ensuite converties au logiciel de CAD Catia V5® (DS, France) pour la modélisation de la cavité d'air. Le modèle couplé est résolu en utilisant la méthode des éléments finis. Tous les calculs ont été faits avec le logiciel commercial Virtual Lab 13.2® (LMS/SIEMENS, Germany). Les maillages de la coquille, de la peau artificielle et de la cavité acoustique ont été faits avec Femap V10.2 (Siemens, Germany) tandis que le maillage de l'air autour du modèle géométrique a été fait avec le mailleur de Virtual Lab 13.2 (voir Figure 5.2 et Figure 5.3).

Pour l'ensemble des couplages solides du modèle, la condition de continuité des déplacements et des vecteurs de contrainte est appliquée. A cette fin, plusieurs validations ont été élaborées afin de s'assurer des différents couplages dans le modèle : structure-structure, fluide-fluide et fluide-structure. Pour les couplages fluide-solide, la continuité des déplacements normaux et des vecteurs de contrainte est appliquée. Un critère de convergence de 4 éléments par longueur d'onde a été utilisé pour le maillage des domaines.

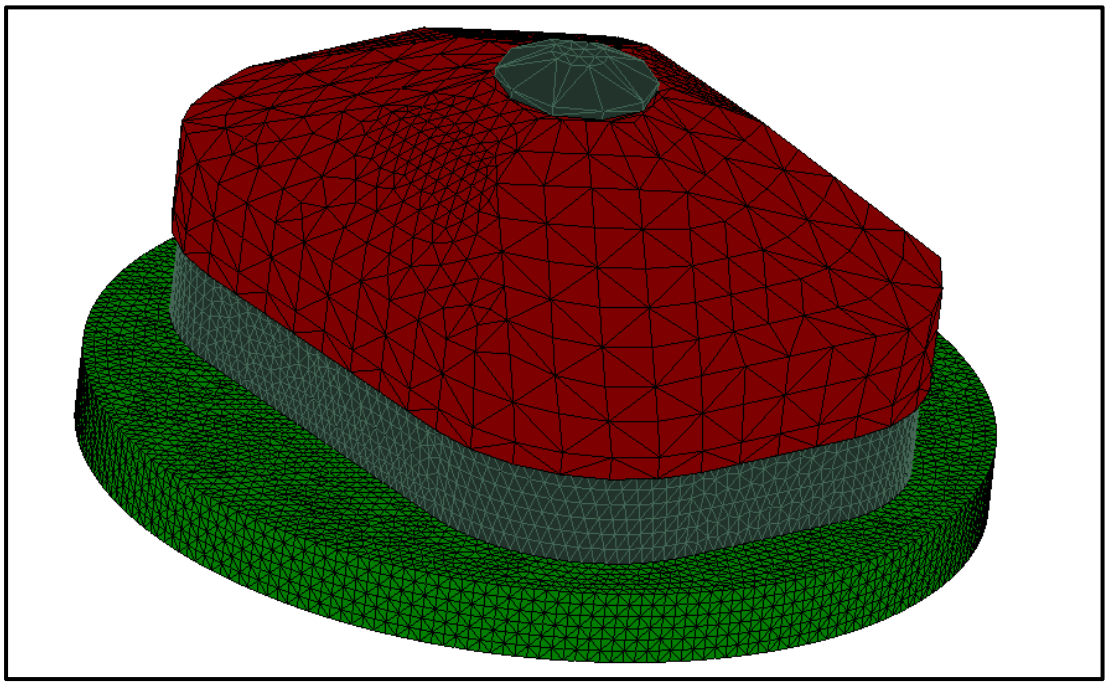


Figure 5.2 : Maillage de la coquille, du coussin, de l'attache en caoutchouc et de la peau artificielle.

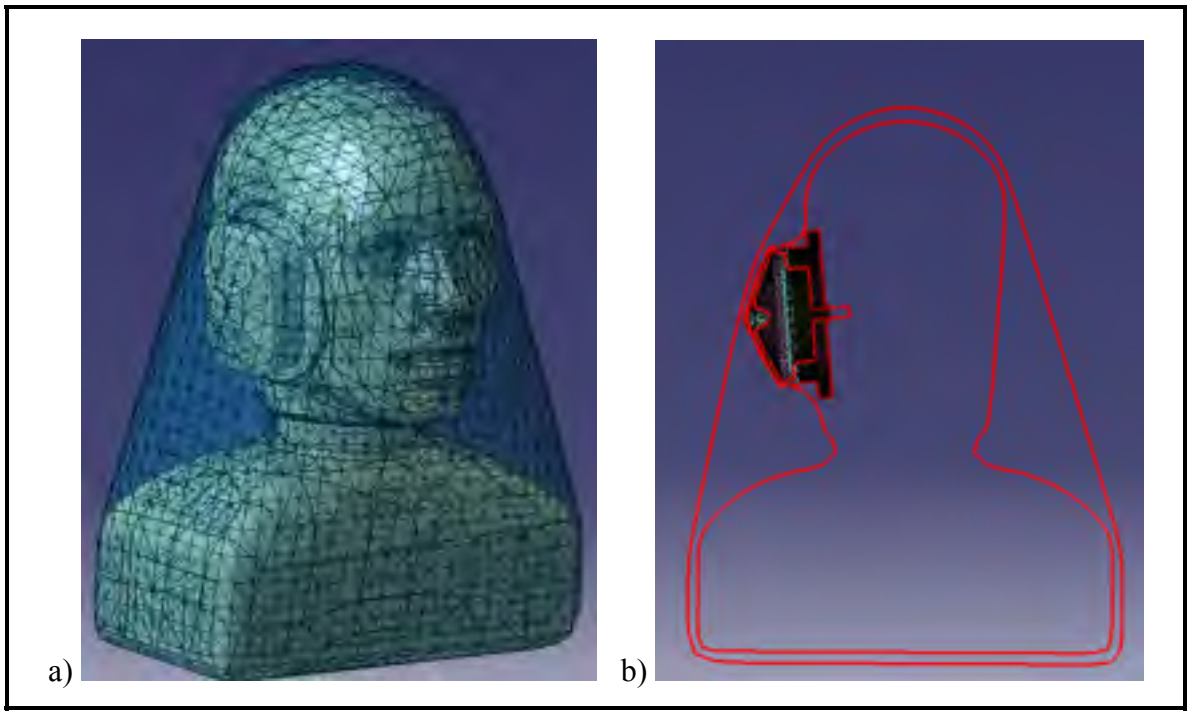


Figure 5.3 : Maillage de l'air autour du modèle géométrique. a) maillage de l'air ainsi que de la surface limitant le domaine extérieur. b) vue en coupe des domaines, avec le contour représentant la frontière de l'ATF (ligne intérieure) et la limite du domaine extérieur (ligne extérieur)

A- Modèle de la coquille

Une coquille est normalement composée de 4 éléments principaux : la coque de plastique, le coussin fait d'un anneau de plastique mince rempli de mousse absorbante, et d'un arceau qui relie les 2 coquilles (droite et gauche) ensemble et qui assure le contact avec la tête en ajoutant une force statique qui assure un scellement acoustique entre la coquille et la tête.

Pour la coquille étudiée dans le présent modèle, EAR1000 model® (3M Hearing Protection, U.S.A.), il y a plutôt 5 éléments à considérer : (i) la coque de plastique, (ii) le coussin, (iii) l'attache en caoutchouc qui relie la coque avec (iv) l'arceau et (v) la mousse absorbante à l'intérieur de la coquille. Pour la présente étude, seuls les 3 premiers éléments (i, ii et iii) seront modélisés. L'effet de l'arceau a été pris en compte dans le modèle en utilisant une force statique qui a pour effet de compresser le cousin à un état d'équilibre de 12.9mm d'épaisseur. Les propriétés mécaniques du coussin ont été ajustées en conséquence de cette

compression (S. W. Boyer *et al.*, 2013). La mousse absorbante n'a simplement pas été modélisée et a été aussi enlevée lors des mesures en laboratoire.

A-i Coque de plastique

La coque de plastique a été discrétisée en utilisant 11700 tétraèdres quadratiques complets. La coque est faite d'un thermoplastique dont les propriétés ont été tirées de la littérature (ρ=1200 kgm^{-3}, E=2.16 GPa, ν=0.38 and η=0.05).

A-ii Coussin

Le coussin d'une coquille antibruit est un assemblage complexe constitué d'une mince couche de plastique caoutchouteux, rempli de mousse absorbante, avec des évents tout autour qui permettent à l'air de s'échapper lorsque compressé. Le coussin est normalement modélisé par un système ressort avec amortissement (Shaw et Thiessen, 1958) ou comme un solide équivalent isotrope (Boyer, 2015). Pour le présent modèle, une nouvelle approche, proposée par Boyer (Boyer, 2015), où le coussin est modélisé comme un fluide viscoélastique avec un module d'Young complexe a été utilisée. Normalement, le modèle solide équivalent fonctionne bien en basses et en hautes fréquences, mais pour une plage de fréquences situées entre 900 et 1800 Hz (pour la coquille EAR1000), le modèle solide équivalent ne parvient pas à bien prendre en compte la transmission acoustique au travers du coussin, phénomène qui est dominant dans cette plage de fréquence. Pour arriver à un meilleur modèle, la meilleure approche consisterait fort probablement à utiliser un modèle multicouche (Sgard *et al.*, 2010 ; S. W. Boyer *et al.*, 2013). En attendant son développement, le présent modèle s'appuiera sur un modèle viscoélastique dont les propriétés ont été tirées de la littérature (Boyer *et al.*, 2014) (ρ=142.8 kgm^{-3}, ν=0.4 et η=0.36, voir (Boyer *et al.*, 2014) pour les valeurs complexes du module d'Young utilisées). Le coussin a été discrétisé par 56000 tétraèdres quadratiques complets.

A-iii Attache en caoutchouc

L'attache en caoutchouc a été discrétisée par 430 tétraèdres quadratiques complets. Les paramètres physiques de l'attache ont été tirés de la littérature (Boyer, 2015)(ρ=806 kgm^{-3}, E=1 GPa, ν=0.48 et η=0.5).

B - Modèle de la peau artificielle

L'insertion sur le côté de la tête fait d'un silicone cherchant à reproduire les propriétés de la peau humaine a été retirée de l'ATF pour être remplacée par un disque de silicone (silicone solutions SS-5060 Shore 00-60) dont les propriétés ont été estimées (Boyer, 2015) (ρ=900 kgm^{-3}, E=340 kPa, ν=0.48 et η=0.1). Le disque de 57.5mm de diamètre et de 10mm d'épaisseur a été discrétisé par 164000 tétraèdres quadratiques complets. La surface du disque en contact avec l'ATF est considérée encastrée. Il est à noter que la surface extérieure du disque de silicone touche à 3 différents domaines : la cavité acoustique, le coussin et le domaine d'air extérieur.

C - Modèle de l'intérieur du canal auditif

Le canal auditif humain est constitué de 2 sections : la première partie, plus au fond, et se terminant par le tympan, est appelée le canal osseux, tandis que la deuxième partie, plus près de l'oreille externe, s'appelle le canal cartilagineux. Le canal auditif de l'ATF a un diamètre intérieur de 7.5mm et possède ces 2 sections, dont la première est un tube d'acier et la deuxième est constituée d'une couche de silicone collée à l'intérieur d'un tube d'acier de plus grand diamètre. Le canal osseux de l'ATF est considéré comme une frontière acoustique à très haute impédance alors que le canal cartilagineux de l'ATF de 2mm d'épaisseur et de 13mm de longueur est constitué d'un silicone qui se rapproche des propriétés de la peau humaine et dont les propriétés ont été tirées de la littérature (Viallet *et al.*, 2014) (ρ=1150 kgm^{-3}, E=420 kPa, ν=0.43 et η=0.2). Le cylindre de silicone a été discrétisé en utilisant 1560 tétraèdres quadratiques complets.

D - Modèle de la cavité acoustique intérieur et du canal auditif

La cavité acoustique est délimitée dans le modèle par l'attache de caoutchouc, la coque de plastique, le coussin, la peau artificielle, les 2 sections du canal auditif et le tympan de l'ATF. Le maillage est constitué de 4000 tétraèdres quadratiques complets. Le canal auditif de la tête se termine par un simulateur de tympan (IEC 711) qui remplace l'impédance du tympan et une partie de sa longueur. Le simulateur de tympan est modélisé comme une condition de frontière normale d'impédance spécifique appliquée sur la surface correspondante (Sgard *et al.*, 2010).

E - Modèle du fluide extérieur

La modélisation par éléments finis doit s'opérer sur un domaine de dimensions finies. Afin de pouvoir modéliser la propagation du son dans un domaine infini, plusieurs techniques ont été proposées dans le passée nommément : la méthode des éléments de frontières (BEM – boundary element method) (Royster *et al.*, 1990), l'approche utilisant des éléments infinis basée sur une expansion multipolaire sphéroïdale allongée (Burnett, 1994) et plus récemment sur la technique utilisant des couches d'éléments à absorption posées sur l'extérieur du domaine de référence appelé couche absorbante parfaitement adaptée (PML – perfectly matched layer). La PML est couplée à un domaine fluide qui englobe les objets causant de la diffraction. Le domaine est discrétisé par des couches d'éléments finis acoustiques. La PML est utilisée dans le modèle afin de prendre en compte le couplage de la géométrie de l'ATF et de la coquille avec le domaine du fluide extérieur (air). C'est Berenger (Berenger, J.-P., 1994) qui a formulé les équations dans le cas des équations de Maxwell qui ont plus tard été adaptées pour les équations d'Euler linéarisées connues pour prendre en charge les ondes sonores (Chew, W.C. et Liu, Q.H., 1996 ; Hu, 1996). La PML consiste en une ou plusieurs couches d'un matériau fictif dont le coefficient d'absorption est exponentiel, qui constitue un milieu parfaitement absorbant pour les ondes émises vers l'extérieur du domaine, éliminant du même coup toutes les réflexions numériques de frontières. Pour être optimisée et ainsi réduire le temps de calcul du modèle sur une plage de fréquences donnée, l'épaisseur de la PML devrait varier en fonction de la longueur d'onde traitée, ce qui implique que le maillage

doit être reconstruit à chaque fréquence de calcul. Dans le but de permettre ce recalcul d'épaisseur de façon automatique, Virtual.Lab® (LMS/SIEMENS, Germany) inclut une nouvelle approche où le maillage est automatiquement reconstruit pour chaque fréquence de calcul, cela directement au niveau du solveur. Dans Virtual.Lab, cette PML automatique est nommée AML (pour « Automatically Matched Layer »).

Une fonction automatique de Virtual.Lab® (LMS/SIEMENS, Germany) qui s'utilise en parallèle avec l'AML consiste à générer automatiquement un maillage autour de la géométrie utilisée. Ce maillage doit être convexe pour que les équations de l'AML fonctionnent. Tout maillage convexe construit autour de la géométrie pourrait fonctionner, l'avantage de la fonction automatique consiste à optimiser (minimum) le domaine extérieur (Figure 5.3). Le maillage du domaine fluide extérieur est discrétisé par 23 300 tétraèdres quadratiques complets. La frontière de l'ATF est considérée comme acoustiquement rigide. Le couplage avec l'extérieur de la coque, du coussin et de la peau artificielle est considère la continuité des contraintes et des déplacements normaux. La surface du domaine convexe est couplée à une AML ce qui assure de satisfaire la condition de Sommerfeld (Schot, 1992).

F - Modélisation de la source acoustique

La source acoustique consiste en une onde plane d'amplitude unitaire et d'incidence horizontale dirigée vers le centre de la tête de l'ATF. Les calculs sont faits pour plusieurs angles d'incidence compris entre 0° et 345° avec un pas de 15°, 0° consiste en une incidence frontale et 270° consiste en une incidence directe sur l'oreille droite (voir Figure 5.4).

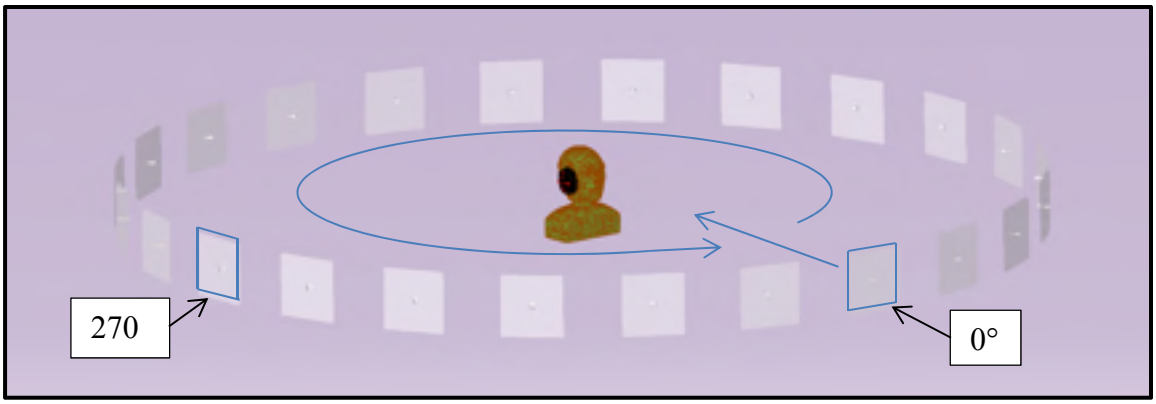


Figure 5.4 : Schéma de l'incidence des ondes planes autour de la tête.

5.2 Protocole de laboratoire pour mesurer *NR** en fonction de l'angle d'incidence de la source

Afin de s'assurer que le modèle prenne en compte le problème de variation de l'atténuation en fonction de l'angle d'incidence de la source, une expérience en laboratoire a été élaborée. Le protocole de laboratoire utilise une coquille EAR-1000, dont la mousse absorbante a été retirée, couplée sur un ATF (G.R.A.S. CB45) dont la peau artificielle et le pavillon ont été remplacés par un disque de silicone de propriétés connues (voir Figure 5.5). L'oreille de l'ATF consiste en un conduit, divisé en 2 parties représentants le canal cartilagineux (bague de silicone) et le canal osseux (bague en acier), qui se termine par un simulateur de tympan de type IEC 711 avec un microphone dont l'impédance acoustique simule celle du tympan d'humain moyen et d'une certaine longueur de canal. La force de serrage produite par l'arceau a été mesurée, en place sur l'ATF, à l'aide d'un dynamomètre à 11.5N. L'épaisseur résultante de la compression du coussin a été mesurée à 12.9mm.

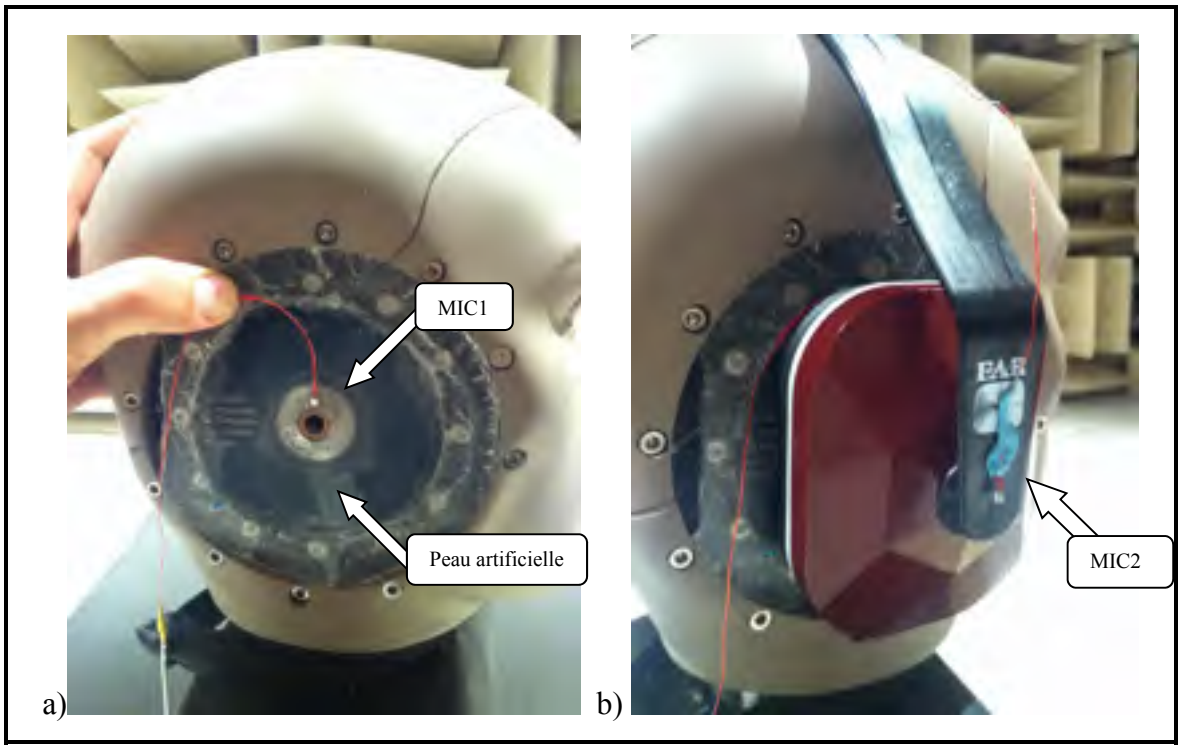


Figure 5.5 : Équipements du protocole de mesure montrant la position des microphones et l'usage d'une peau artificielle (en silicone) pour remplacer le pavillon de l'ATF.
a) sans la coquille, montrant le micro interne (MIC1) et
b) avec la coquille, montrant le micro externe (MIC2)

Pour les mesures, un microphone (MIC1) a été placé sous la coquille afin de mesurer la pression à l'intérieur du protecteur, à l'entrée du canal auditif (voir Figure 5.5a) et un deuxième microphone (MIC2) à l'extérieur de la coquille, plus précisément sur l'attache de l'arceau (voir Figure 5.5b), pour mesurer la pression incidente sur la coquille. La relation entre les niveaux du micro externe et du micro interne est donnée par l'Équation 1.5.

Les mesures ont été réalisées dans une salle semi-anéchoïque. Une arche motorisée pendue du plafond (voir Figure 5.6) avec une source sonore (enceinte acoustique 2 voies) dirigée vers le centre de l'ATF et délivrant un bruit rose de 89 dB(A) à 1m a été utilisée pour générer le bruit. La source décrivait un cercle de 1m de rayon à la hauteur du canal auditif de l'ATF, soit à 1m du sol. À l'intérieur de ce cercle, le sol était recouvert de matériel absorbant pour limiter le plus possible la réflexion au sol.

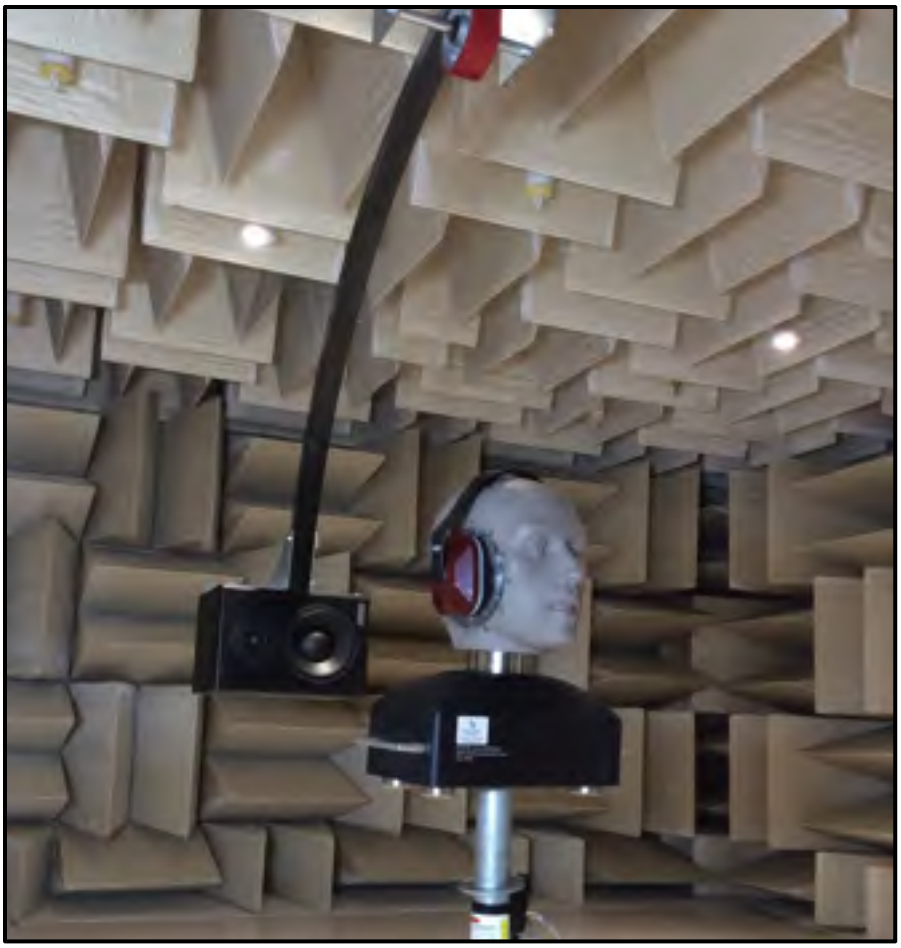


Figure 5.6 : Matériel pour le protocole de mesures en salle semi-anéchoïque. On voit la source qui tourne autour de l'ATF avec l'oreille droite protégée et instrumentée par une coquille EAR-1000

5.3 Validation du modèle FEM

Dans cette section, trois formes de validations du modèle seront présentées. La première validation (sous-section A) concerne la diffraction causée principalement par la géométrie tête/protecteur, en l'occurrence l'ATF et la coquille. Ces résultats vont permettre d'évaluer la capacité du modèle à prendre en charge la diffraction. Les résultats de cette sous-section vont aussi servir pour une application du modèle, présentée au chapitre 6, où on cherche à déterminer la position optimale du microphone externe dans le contexte des mesures F-MIRE en continu. La seconde validation (sous-section B) permet d'évaluer la capacité du modèle à

bien prédire les atténuations mesurée (NR^*), soit le problème de transmission acoustique à travers la coquille. Les données seront présentées, dans un premier temps, pour le NR^* en fonction de la fréquence, cela pour différents angles d'incidence et, dans un deuxième temps, en fonction de l'angle d'incidence pour différentes fréquences. La dernière validation (sous-section C) porte sur la capacité du modèle à bien prendre en charge la variation de l'atténuation mesurée (ΔNR^*) en fonction de l'angle d'incidence.

Avant de valider le modèle, plusieurs essais et tests ont été réalisés sur le logiciel (Virtual.Lab). Pour valider l'approche AML sur un modèle FEM, un modèle simple visant à calculer la réponse acoustique d'une cavité rectangulaire couverte d'une plaque simplement supportée dans un baffle rigide et excitée par une source d'incidence oblique a été considéré. Cette configuration peut être résolue semi analytiquement (Sgard, Atalla et Nicolas, 1994) en utilisant une technique de superposition modales pour la plaque et pour la cavité. La comparaison pour le niveau de pression dans la cavité entre Virtual.Lab et le modèle semi-analytique s'est avérée concluante.

Les résultats des simulations présentés dans cette section sont comparés avec les mesures prises avec le protocole de laboratoire présenté à la section 5.2. Tous les résultats sont présentés en tiers d'octave pour des fréquences comprises entre 100 et 5000 Hz. Des bandes de fréquences spécifiques, choisies pour présentation, ont été déterminées afin de donner un survol de tout le spectre. Les bandes choisies sont : 315 Hz pour les très basses fréquences, 630 Hz pour les basses fréquences, 1250 Hz pour les fréquences moyennes et 4000 Hz pour les hautes fréquences. Les résultats obtenus pour les autres bandes de fréquences sont disponibles dans des annexes afin de limiter l'étendue du chapitre.

A- Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures : Effet de la diffraction (microphone externe)

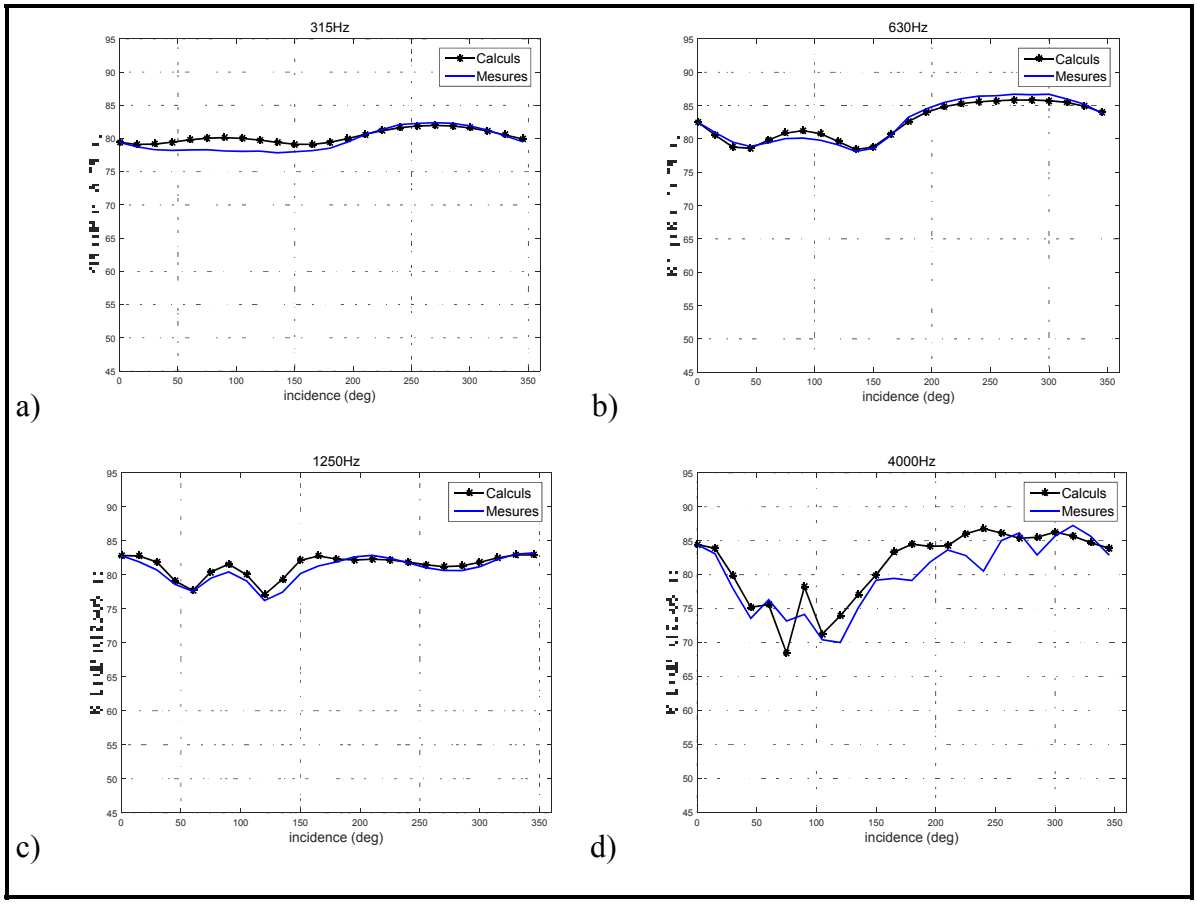


Figure 5.7 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le niveau de pression du microphone externe en fonction de l'angle d'incidence pour les tiers d'octave suivant : a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz

Cette sous-section présente la comparaison entre les calculs et les mesures pour le niveau de pression au microphone externe de la coquille montée sur l'ATF. La Figure 5.7 montre les résultats en tiers d'octave pour les bandes choisies, soit 315 Hz, 630 Hz, 1250 Hz et 4000 Hz (voir ANNEXE II pour les autres fréquences). Les résultats montrent une bonne concordance modèle/mesures, ce qui démontre bien la capacité du modèle à prendre en compte le phénomène de diffraction. Il est constaté que la précision du modèle décroit avec la fréquence : elle est excellente (< 2 dB) en basse fréquence et en fréquences moyennes (<3 dB). En haute fréquence, le modèle manque de précision (<8 dB à 4000 Hz), mais il

permet de constater que la variation en fonction de l'angle d'incidence est bien prise en compte. Dans cette bande de fréquence, on peut faire l'hypothèse que l'arceau qui retient les coquilles et qui n'est pas inclus dans le modèle, doit avoir une influence sur la diffraction autour du microphone. Une autre source d'erreur potentielle, dans cette zone fréquentielle, est l'usage d'une onde plane pour modéliser la source d'excitation tandis que pour les mesures au laboratoire, la source était un haut-parleur à 2 voies situé à 1m de la tête. Il y a une distance entre les 2 voies du hautparleur qui crée une erreur de position. Aussi, le modèle onde plane peut être discutable puisqu'un hautparleur à ces fréquences ressemble d'avantage à une source ponctuelle. Pour s'en assurer, une validation de l'effet d'une onde plane vs d'un monopole a été implémentée au modèle. L'onde plane a été remplacée par une source ponctuelle à 1m et les résultats ne montre aucune différence <2000Hz et un maximum de 3 dB en haute fréquence.

En basse fréquence, une bonne précision du modèle était attendue puisqu'il y a très peu d'effet de la diffraction à ces fréquences pour le modèle considéré et donc peu de variation en fonction de l'angle d'incidence. En basse fréquence, les longueurs d'onde sont plus grandes que les dimensions de la géométrie considérée, ce qui limite l'effet de la diffraction.

B- Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures : NR^* en fonction de la fréquence et de l'angle d'incidence

Cette sous-section présente 2 types de comparaison pour les valeurs du NR^*. Dans un premier temps, on présente la comparaison entre les mesures et la simulation en fonction de la fréquence (Figure 5.8), cela pour quelques angles d'incidence, soit incidence frontale (0˚), incidence opposée (90˚) et incidence normale (270˚). Les autres angles d'incidence sont présentés à l'ANNEXE III). Par la suite, on présente le NR^* en fonction de l'angle d'incidence (Figure 5.10) pour les 4 fréquences choisies (voir ANNEXE IV pour les autres fréquences).

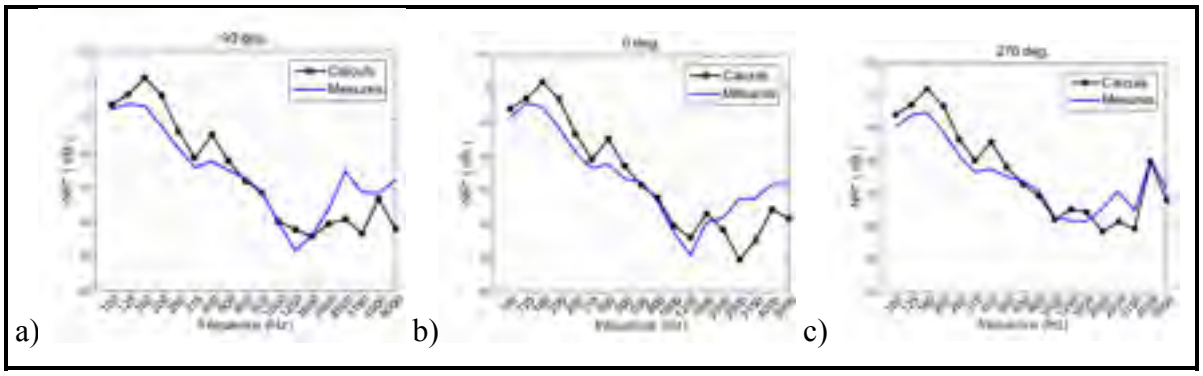


Figure 5.8 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le NR^* en fonction de la fréquence pour les angles d'incidence suivant : a) 90˚ (incidence opposée), b) 0˚ (frontal) et c) 270˚ (incidence normale)

En basses fréquences (à 1 kHz), les courbes expérimentales présentent 2 résonnances, le premier autour de 160 Hz et le deuxième autour de 400 Hz. Ces deux résonnances sont bien prises en compte par le modèle, mais les simulations sous-estiment le NR^* en comparaison avec les mesures. Dans cette bande de fréquence, la réduction du bruit est régie par l'effet de pompage du système coussin/coquille. La première résonance (≈160 Hz) correspond à celle de la masse de la coquille couplée à la raideur équivalente du système composé du coussin, de la peau artificielle et de la cavité d'air dans la coquille. La deuxième résonance (≈400 Hz) provient de la présence du disque de silicone représentant la peau artificielle. Ceci est démontré à la Figure 5.9, pour une incidence normale qui montre l'effet de l'ajout du disque de silicone dans les calculs du modèle en comparaison avec l'absence de peau, équivalent à une frontière rigide. Ce résultat a été trouvé lors d'autres mesures réalisées sur un baffle en acier (Sgard *et al.*, 2010 ; Boyer, 2015). L'ajout de la peau artificielle de silicone a aussi une influence sur la fréquence de pompage en réduisant la raideur équivalente du système. Le disque de silicone n'a aucun effet passé 1200 Hz. La sous-estimation du NR^* pourrait être due à deux causes. La première, lors des mesures en laboratoire, le cousin de la coquille n'était pas compressé uniformément lorsque positionné sur l'ATF, alors que le modèle considère une compression uniforme moyenne équivalente pour une épaisseur de 12.9mm. Tel que souligné par Boyer dans un article paru dans JASA ((S. W. Boyer *et al.*, 2013), les propriétés équivalentes (module d'Young et facteur de perte) du coussin sont fortement liées à la compression du coussin (plus le coussin est comprimé, plus la raideur équivalente et le

facteur de perte seront importants). La deuxième cause concerne les propriétés mécaniques du silicone utilisées dans la fabrication de la peau artificielle. Ces propriétés ont été trouvées à partir de méthodes empiriques basées sur des tests de dureté seulement. Compte tenu de la faible précision de ces méthodes d'estimation des propriétés, il est attendu que les propriétés utilisées dans le modèle soient quelque peu différentes de la réalité. Un modèle amélioré présenterait un coussin divisé en plusieurs sections où le taux de compression serait plus près de la réalité, en combinaison avec une caractérisation plus précise des propriétés du silicone par une méthode comme celle de l'analyseur mécanique dynamique (DMA - Dynamic Mechanical Analyzer).

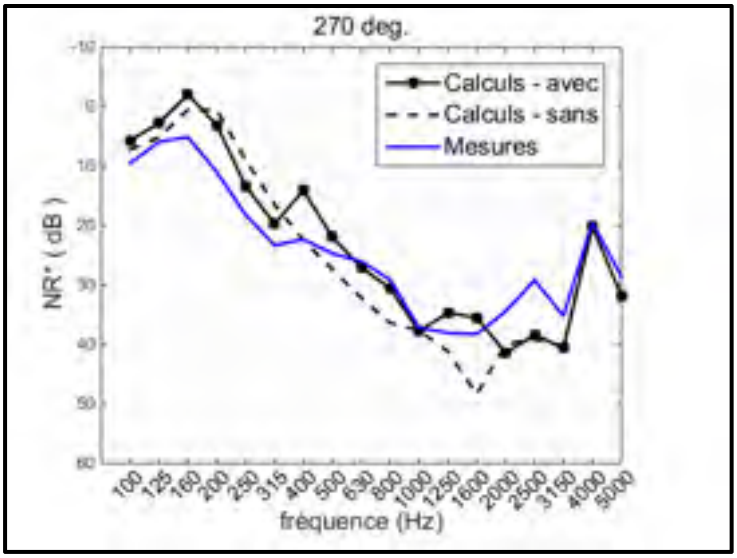


Figure 5.9 : Effet du disque de silicone,
NR^* en fonction de la fréquence
en incidence normale (270˚)

Pour les fréquences moyennes (entre 1000 et 2500 Hz), l'effet du couplage vibro-acoustique entre la coquille de plastique (via la plaque de soutien) et le coussin sont important (Boyer, 2015). L'erreur observée entre le modèle et les mesures est probablement due, en grande partie, à une modélisation inadéquate du coussin, tel que discuté précédemment, mais aussi à une mauvaise condition de couplage entre la coquille et le coussin. La condition actuelle de

couplage du modèle consiste en un contact parfait entre les 2 composantes, ce qui n'est probablement pas le cas en réalité.

À haute fréquence, les résultats sont plus influencés par des détails géométriques qui influent tant sur les mesures que sur les résultats du modèle. Les causes les plus probables pour expliquer les différences dans ces bandes de fréquences sont l'absence de l'arceau de serrage dans le modèle, mais aussi un modèle inadéquat de la source d'excitation.

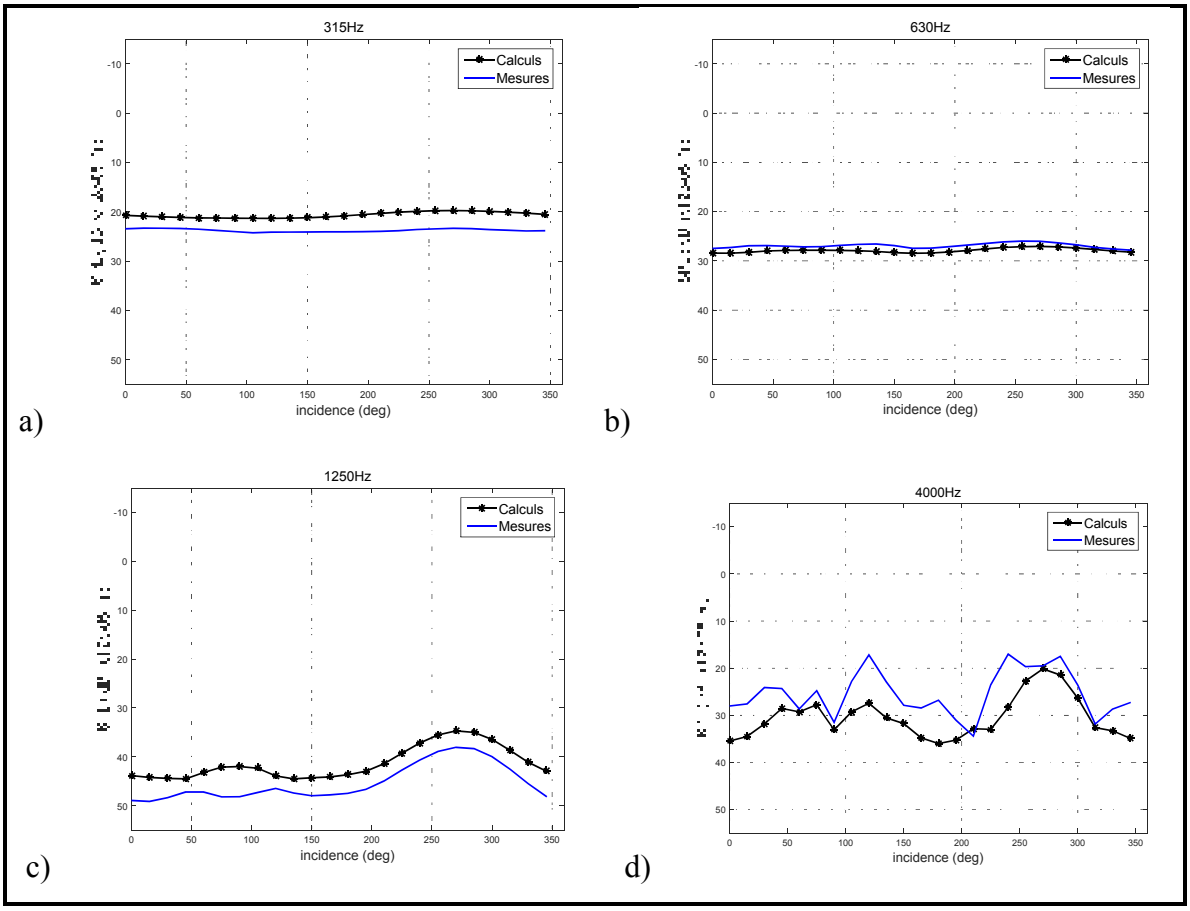


Figure 5.10 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le NR^* en fonction de l'angle d'incidence pour les tiers d'octave suivant : a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz

Pour les fréquences inférieures à 1000 Hz, les résultats sont généralement excellent, tout comme vu précédemment sur les spectres présentant la comparaison des NR^* (Figure

5.8 a) et b). Pour toutes les fréquences inférieures à 1000 Hz autres que les 2 fréquences présentées, les résultats sont excellents sauf à la résonance de pompage (160 Hz) et à la résonance de la peau artificielle de silicone (400 Hz). L'important, selon nous, dans cet analyse est qu'il apparait clairement que le modèle est capable de prendre en compte l'évolution du NR^* avec l'angle d'incidence. Dans les fréquences moyennes, malgré certaines différences entre le modèle et les mesures allant jusqu'à 8 dB pour certains angles / fréquences, le modèle montre clairement qu'il permet de simuler le phénomène de la variation du NR^* en fonction de l'angle d'incidence. En haute fréquence, tel qu'attendu, l'amplitude du NR^* peut être est mal prise en compte par le modèle, mais, encore une fois, la variation du NR^* avec l'incidence de la source est bien représentée.

C- Évaluation entre les résultats du modèle et les mesures du phénomène de la variation de l'atténuation (ΔNR^*) en fonction de l'angle d'incidence.

Afin de bien mettre en évidence l'effet de la position de la source sur le NR^*, on peut définir la variation de l'atténuation ΔNR^* comme la différence entre le NR^* à un angle donné et le NR^* à incidence frontale ($\theta = 0$)

$$\Delta NR^*(f,\theta) = NR^*(f,\theta) - NR^*(f,0^o) \tag{5.1}$$

L'analyse du ΔNR^* , lorsque comparée à celle du NR^* (présentée à la sous-section précédente), offre l'avantage de bien séparer le phénomène de variation de l'affaiblissement sonore de la coquille en fonction de l'angle d'incidence de celui de la valeur absolue de l'affaiblissement relié directement au problème de transmission à travers la coquille.

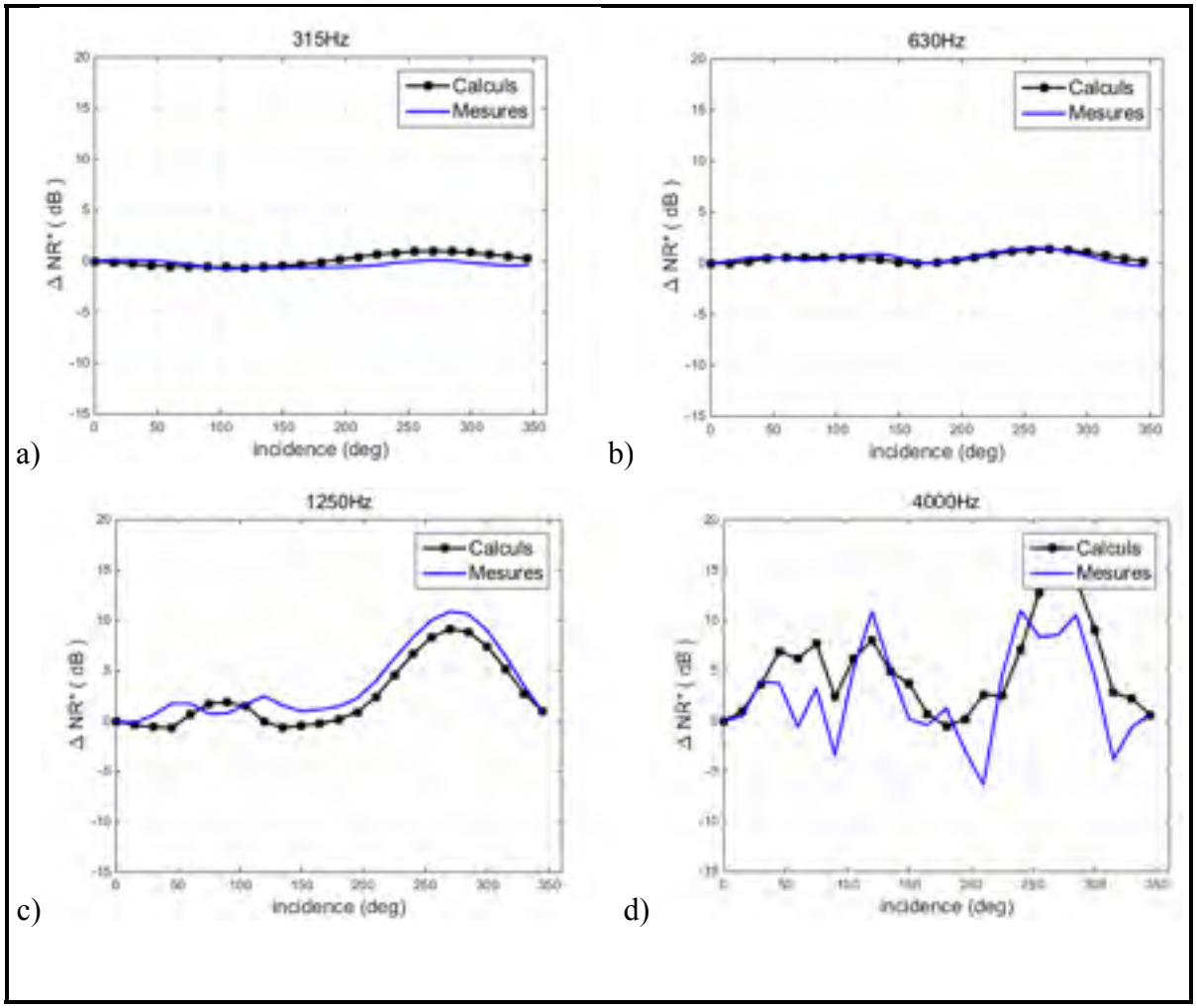


Figure 5.11 : Comparaison entre les résultats du modèle et les mesures pour le ΔNR^* en fonction de l'angle d'incidence pour les tiers d'octave suivant : a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz

La Figure 5.11 compare les mesures et le calcul du ΔNR^* pour les 4 fréquences tiers d'octave choisies (voir ANNEXE V pour les autres tiers d'octave). Les courbes du ΔNR^* commencent toujours par la valeur zéro puisque la normalisation a été faite (arbitrairement) avec la valeur du NR^* à 0°. Pour les basses fréquences, jusqu'à 500 Hz, la variation est très faible pour les mesures et quasi nulle pour le modèle. Une légère erreur est présente dans les bandes de fréquences de 125 Hz et 160 Hz, attribuable au fait que la fréquence de pompage mesurée varie de quelque Hz en fonction de l'angle d'incidence de la source et qu'il y a chevauchement sur 2 tiers d'octave. Jusqu'aux fréquences moyennes, les ΔNR^* simulés et

expérimentaux concordent très bien, avec des différences de moins de 3 dB jusqu'à 1600 Hz. En hautes fréquences, le modèle capte assez bien le phénomène lié à la directivité de la source. Les différences observées précédemment entre les calculs et les mesures du NR^* sont réduites lorsque seul la variation du NR^* est étudiée. Bien que le modèle ne soit pas parfaitement précis en haute fréquence, en ce qui concerne le ΔNR^*, il pourrait toutefois être déjà utilisé pour réaliser des études paramétriques.

5.4 Conclusions sur le modèle FEM

Dans le but d'améliorer la méthode F-MIRE en continu développé précédemment, un modèle par éléments finis a été développé. Ce modèle d'une coquille anti-bruit du commerce sur une ATF devait prendre en compte la diffraction du système tête/torse/protecteur et conséquemment, prendre en compte l'effet de l'angle d'incidence de la source pour le calcul de l'affaiblissement mesurée (NR^*). En effet, il a été noté un grande variation de NR^* (dénotée ΔNR^*) en fonction de la position de la source lors des mesures terrain et ensuite confirmée en laboratoire (Gaudreau *et al.*, 2007). Les détails du modèle ont été présentés (section 5.1) ainsi que les détails du protocole de laboratoire (section 5.2) pour permettre de valider le modèle. Autre que la PML permettant de prendre en compte la diffraction, les particularités du modèle sont l'ajout d'un domaine en silicone, sous la coquille, représentant la peau artificielle de l'ATF et l'ajout d'un domaine en silicone représentant la peau à l'intérieur du canal auditif. Le modèle a été utilisé pour calculer le NR^* pour différents angles dans un plan horizontal autour de l'ATF. Trois types de validation ont été réalisées pour les comparaisons du modèle et des mesures réalisées en laboratoire : (i) la validation reliée à la diffraction (microphone externe), (ii) la validation pour la transmission sonore à travers le protecteur (NR^*) et (iii) la validation pour la variation de l'atténuation mesurée en fonction de l'angle d'incidence de la source (ΔNR^*).

(i) Les résultats de la comparaison avec le microphone externe permettent de constater que le modèle prend bien en compte la diffraction, particulièrement sous 1250Hz avec une erreur de moins de 3dB. À plus haute fréquence, zone où la

diffraction a une plus grande importance, le modèle perd de la précision, mais montre bien les tendances. Une piste d'amélioration possible du modèle, particulièrement à haute fréquence, consiste en une modélisation détaillée de l'arceau de serrage.

(ii) Pour la comparaison du NR^*, le modèle permet, pour toutes les fréquences, de montrer les tendances retrouvées dans les mesures. Les valeurs du NR^* sont sous-estimées sous 1600Hz et surestimées au-dessus de 1600Hz. Pour les basses fréquences (< 1000Hz), il y a 2 résonances qui sont toutes deux captées par le modèle, mais les valeurs de NR^* à ces fréquences sont sous-estimés tandis que l'erreur sur le reste du spectre reste faible. La caractérisation du silicone de la peau artificielle semble être l'élément à améliorer pour les basses fréquences. Aussi, tel que discuté, l'ajout d'un coussin qui prendrait en charge des taux de compression différents serait à considérer fortement. Pour les fréquences moyennes, même si le modèle viscoélastique du coussin est une amélioration par rapport au modèle de solide équivalent, les différences observées entre le modèle et les mesures sont encore attribuables à une incapacité du modèle du coussin de bien prendre en compte le phénomène de transmission à travers celui-ci. Aussi, le problème du couplage entre la coquille et le coussin n'a pas été tenu en compte dans le présent modèle et reste une source d'erreur possible connue. A haute fréquence, l'arceau est encore en cause ainsi que la modélisation plus détaillée de la source.

(iii) Les résultats concernant le ΔNR^* permettent de bien mettre en évidence à quel point le modèle tient bien en compte l'effet sur le NR^* de l'angle d'incidence de la source sonore. On peut donc conclure que les efforts pour améliorer le modèle devraient être surtout concentrés, non pas sur ce phénomène directement, mais plutôt sur la modélisation de la transmission sonore à travers les divers éléments du modèle (coquille, coussin, etc.).

Le modèle actuel présente deux simplifications, qui devront être prises en compte dans l'optique du développement d'un modèle plus complet. Ces simplifications sont l'absence du pavillon de l'oreille artificielle et de la mousse absorbante dans la coquille. Une autre simplification du modèle est de n'avoir évalué celui-ci que pour le cas de sources placées dans le plan horizontal. Il serait intéressant et profitable d'étudier le modèle pour un ensemble de source couvrant un plus grand espace géométrique.

En conclusion, le modèle montre qu'un problème complexe comme celui de la transmission acoustique à travers un protecteur auditif en champ direct peut être bien traité par les éléments finis. Malgré des résultats encourageants, il reste plusieurs améliorations à effectuer sur le modèle afin de le rendre plus performant :

- Inclusion de l'arceau;
- Meilleure description de la source sonore;
- Modélisation en plusieurs parties du coussin;
- Meilleure modélisation du couplage entre la coquille et le coussin;
- Meilleure caractérisation des matériaux (comme le silicone de la peau artificielle).

En perspective, un futur modèle devrait aussi permettre de modéliser le niveau au tympan pour une oreille non-protégée, ce qui permettrait d'obtenir la perte par insertion IL. Un tel modèle permettait notamment de pouvoir compléter l'étude complète des indicateurs de compensation (présentés à la Figure 2.3) menant ainsi à une correction complète de la mesure du NR^* à un estimé valide du *IL*. Ces résultats pourraient permettre une amélioration significative de la méthode F-MIRE en continu développé dans le cadre de ce projet.

Le chapitre montre une application possible du modèle développé. Celui-ci est utilisé pour déterminer la position optimale pour le positionnement du microphone externe dans le cadre des mesures de NR*. Il permet aussi de proposer une méthode d'estimation du niveau d'exposition à partir des niveaux de pression mesurés aux microphones externes de chacune des oreilles.

CHAPITRE 6

POSITION OPTIMALE DES MICROPHONES SUR UNE COQUILLE POUR LA MESURE F-MIRE EN CONTINU

L'intérêt de développer un modèle numérique d'un phénomène et d'un système complexe est de permettre, entre autre, d'effectuer des études paramétriques qui permettront de mieux comprendre le phénomène concerné. En ce qui nous concerne, on s'intéresse à la méthode de mesure terrain F-MIRE en continu. Les améliorations visées par le développement du modèle concernent, entre autre, certaines imprécisions liées à la méthode, telles que l'effet de l'incertitude sur la position des microphones.

Ce chapitre est divisé en trois sections. Dans la première, on définit d'abord ce qu'on entend par position optimale des microphones La deuxième section présente l'application, et des résultats, du modèle FEM pour déterminer une position optimale pour le microphone externe. La troisième section présente une méthode simple, à partir du modèle, pour estimer le niveau d'exposition à partir du signal de chacun des 2 microphones externes.

6.1 Définition de la position optimale pour les micros de la méthode F-MIRE en continu.

Une position optimale possible pour positionner les microphones devrait permettre de réduire le plus possible l'effet de la variation en fonction de l'incidence de la source. Pour le micro externe, une position optimale est celle qui minimise la différence entre le niveau de bruit à cette position de microphone et le niveau d'exposition, cela pour tous les angles d'incidence. La différence entre le niveau d'exposition et le niveau du microphone externe est notée TF'_{ext} (voir équation 1.7). La position optimale serait celle qui minimise TF'_{ext} pour tous les angles.

Pour le microphone interne, la position optimale devra être un endroit dont la sensibilité du niveau de pression est minimale quant à une variation de sa position par rapport au niveau du tympan. Le modèle sera un excellent outil pour réaliser cette analyse de sensibilité. La position optimale devra être un endroit confortable et sécuritaire (pas trop prêt du tympan) et

qui limitera la variation en fonction de l'angle entre le niveau au point de mesure et le niveau au tympan. Comme le modèle ne tient pas en compte, ni la mousse absorbante, ni le pavillon de l'oreille et que ces paramètres devraient avoir une influence importante sur le champ acoustique à l'intérieur de la coquille, il a été préféré d'attendre une version plus complète du modèle pour travailler à l'optimisation du micro interne.

6.2 Application du modèle FEM pour déterminer la position optimale pour le microphone externe

Dans cette section, le modèle est utilisé pour trouver la position optimale du microphone externe, pour la coquille de type EAR-1000 modélisée. Le niveau de pression a été calculé sur 40 points situés sur la surface extérieure de la coque de plastique. Les points ont été choisis de façon aléatoire afin de bien couvrir toute la surface (voir Figure 6.1). Le niveau d'exposition, soit la mesure du niveau du bruit mesuré au centre de la tête du sujet, en son absence, tel qu'illustré à la Figure 1.12, est calculé à partir de la simulation de la densité spectrale de puissance.

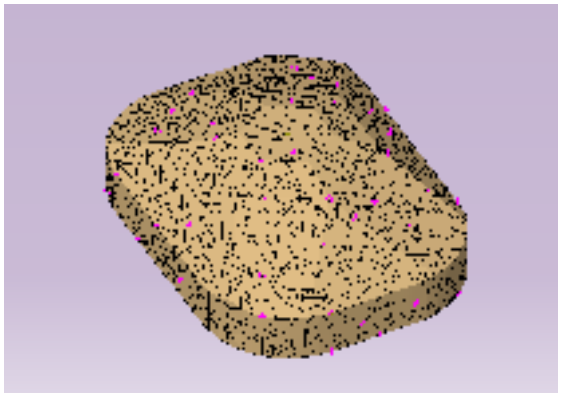


Figure 6.1 : Position des 40 points (distribués aléatoirement) sur la surface extérieure de la coque de plastique afin de déterminer la position optimale du microphone externe.

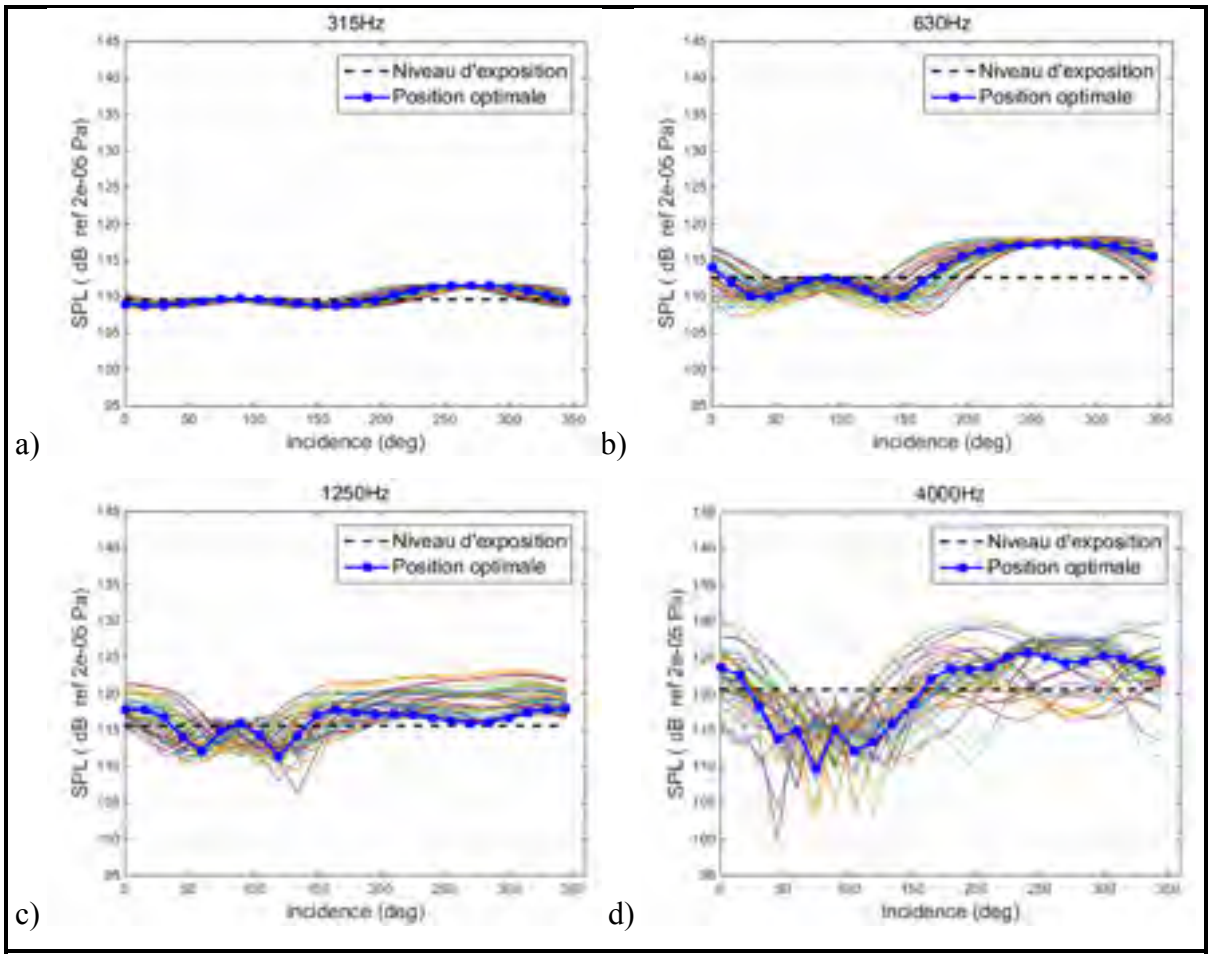


Figure 6.2 : Niveau de pression calculé à chacun des 40 points situés sur la surface de la coque (la ligne pointillée horizontale montre le niveau d'exposition). a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz.

Figure 6.2 montre les niveaux de pression pour les 40 points de calcul en tiers d'octave, pour les mêmes bandes de fréquence utilisées au chapitre précédent (voir ANNEXE VI pour les autres fréquences). Lorsque le microphone est à l'ombre de la source (0 à 180˚), son niveau de pression de pression devrait être plus faible que celui du niveau d'exposition. Lorsque le microphone est en vue directe de la source (180 à 360˚), son niveau de pression devrait être supérieur à son niveau à l'ombre et peut même, dans certains cas, être plus grand que le niveau d'exposition (amplification). Ces tendances sont bien retrouvées dans les résultats du modèle, tels que montrés par les Figure 6.2 a), b) et c). Sur la Figure 6.2 d) à 4000 Hz, on remarque que la courbe est beaucoup moins homogène puisqu'à ces fréquences, la diffraction joue un rôle beaucoup plus grand, compte tenu de la géométrie étudiée. La position optimale

sera définie par une fonction qui minimise la différence entre la pression efficace du bruit d'exposition et celui du microphone externe ($p_n{}'_{ext}(f,\theta)$, avec n = 40). La fonction à minimiser s'écrit :

$$\min_{n\in[1,40]} \sum_{f_c=50}^{5000} \sum_{\theta=0}^{360} \left| p_n{}'_{ext}{}^2(f_c,\theta) - p^2(f_c) \right| \tag{6.1}$$

où f_c est la position centrale de chacune des bandes tiers d'octave comprises en 50 et 5000 Hz et θ, l'angle d'incidence avec un pas de 15˚.

Le résultat de l'équation 6.1 donne comme position optimale pour la coquille le centre de la surface de la coquille. La Figure 6.2 montre que le niveau de la courbe du point optimal (trait épais bleu) varie de plus de 15 dB, pour certaines fréquences, en comparaison avec le niveau d'exposition, sur une rotation complète. Ce résultat montre que même en optimisant la positon, l'erreur entre le niveau du microphone extérieur et le niveau d'exposition est telle qu'il n'est pas possible de la négliger, ni la corriger avec un facteur de compensation simplement constant en fonction de la position de la source. Pour estimer le niveau d'exposition à partir du niveau du microphone externe, on peut utiliser les 2 microphones externes (oreille gauche et oreille droite). Une méthode que l'on appelle ici la méthode binaurale pour l'estimation du niveau d'exposition est présentée à la section suivante.

6.3 Méthode binaurale pour l'estimation du niveau d'exposition

Tel que discuté à la section précédente, les courbes du niveau de pression du microphone externe, peu importe la position (40 points), montrent deux types de résultats en fonction de l'angle d'incidence : la partie en vue directe de la source et la partie à l'ombre de la source. La division entre ces 2 régions est près de 0° et de 180°, pour toutes les bandes de fréquences. À partir de cette observation, l'équation précédente est modifiée pour prendre en compte les deux micros externes de la méthode F-MIRE en continu pour trouver une position optimale par la méthode dite binaurale :

$$\min_{n\in[1,40]} \sum_{f_c=50}^{5000} \sum_{\theta=0}^{360} \left| p'_{binaurale}{}^2(f_c,\theta) - p^2(f_c) \right| \tag{6.2}$$

où $p'_{binaural}{}^2$ est obtenue en moyennant le carré des pressions efficaces de chaque oreille (gauche $p'_{ext_{gauche}}$ et droite $p'_{ext_{droite}}$), nommément :

$$p'_{binaurale}{}^2(f_c,\theta) = \frac{p'_{ext_{gauche}}{}^2(f_c,\theta) + p'_{ext_{droite}}{}^2(f_c,\theta)}{2} \tag{6.3}$$

Le résultat de l'équation 6.2 donne la même position optimale que le premier indicateur (Eq. 6.1), soit le centre de la surface de la coquille. La Figure 6.3 compare les résultats, en tiers d'octave, de la méthode binaurale qui permet d'estimer un niveau d'exposition à celui calculé par le modèle. En comparaison avec l'estimé monaural, la variation du niveau d'exposition estimé est réduite à moins de 4 dB, cela pour seulement quelques angles d'incidence et quelques fréquences, ou en général, à moins de 2 dB. Pour les mesures globales, l'estimé approxime le niveau d'exposition à moins de 2 dB. Des niveaux similaires sont obtenus pour chacune des bandes de fréquence (voir ANNEXE VII). Comme les résultats sont obtenus à l'aide d'un modèle numérique et que le problème est symétrique (i.e. le microphone externe est situé au même endroit sur les 2 coquilles gauche et droite), les résultats pour l'oreille gauche n'ont pas été calculés, mais seulement transposés à partir des résultats de l'oreille droite. En conclusion, le niveau d'exposition peut maintenant être estimé à partir des niveaux de pression des microphones des deux oreilles, peu importe l'angle d'incidence, tel que :

$$Lp(f) \approx Lp'_{binaurale}(f,\theta) \tag{6.4}$$

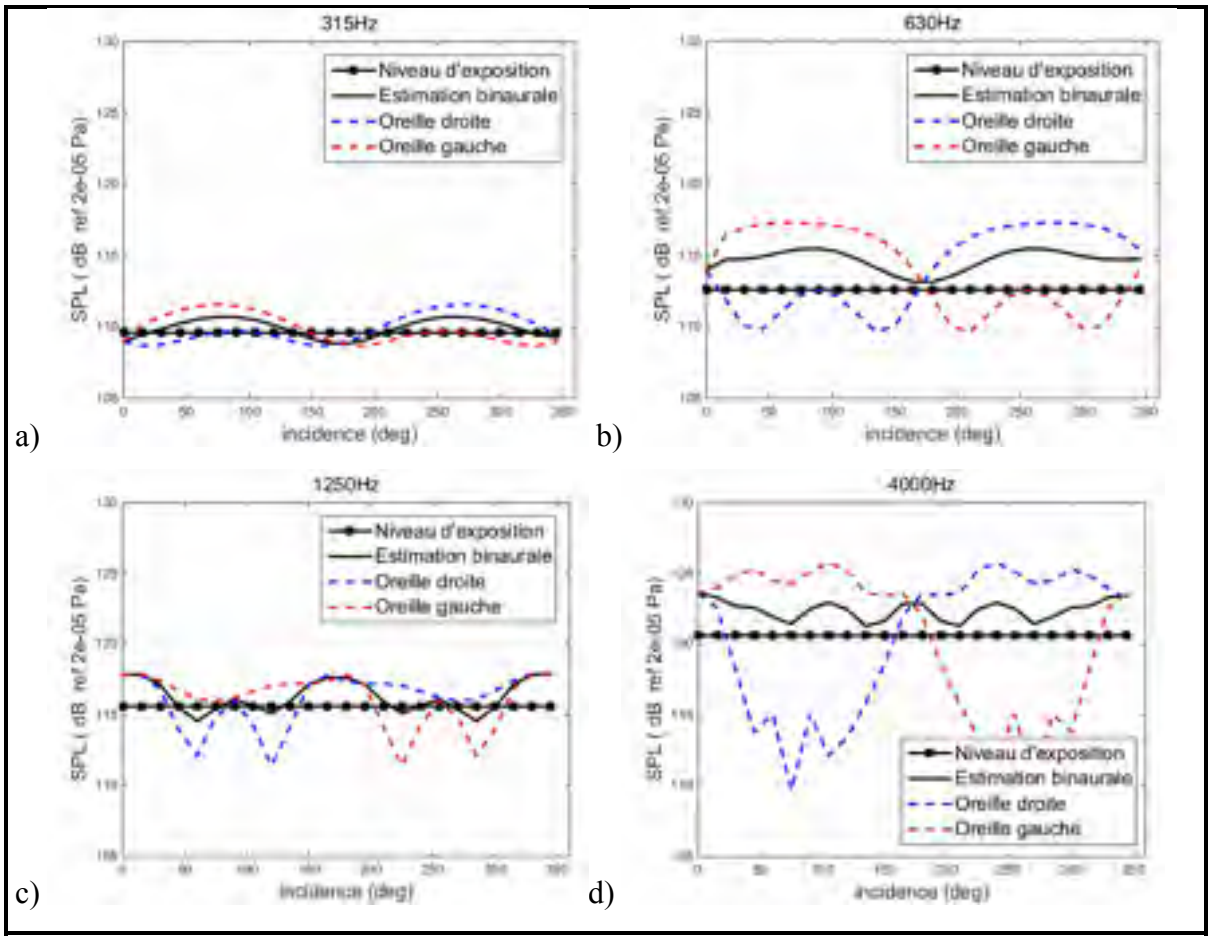


Figure 6.3 : comparaison entre le niveau d'exposition calculé par le modèle et l'estimation du niveau d'exposition via la méthode binaurale. En tiers d'octave. a) 315 Hz, b) 630 Hz, c) 1250 Hz et d) 4000 Hz.

La possibilité d'approximer le niveau d'exposition à l'aide des mesures monaurales aux microphones des deux oreilles est un avantage intéressant de la méthode F-MIRE en continu. En effet, sans aucune modification à la méthode actuelle et sans connaître l'angle d'incidence de la source, il devient possible d'obtenir un estimé fiable de la dose d'exposition au bruit d'un travailleur avec une erreur comparable ou même plus faible, que l'erreur commise actuellement par la méthode de dosimétrie standardisée qui spécifie que le microphone doive être attachée sur l'épaule du travailleur, tel que présenté par Byrne en 2008 (Byrne et Reeves, 2008).

CHAPITRE 7

CONCLUSION

La présente recherche provient d'une problématique de SST, plus spécifiquement, d'une problématique reliée à la l'usage des protecteurs auditifs. Bien que les protecteurs soient tous certifiés et que les résultats de cette certification soient disponibles pour le travailleur, une question bien importante reste toujours en suspens : « Quelle est la protection réelle que reçoit un travailleur par le port d'un HPD dans son milieu de travail ? ». Pour répondre à cette question, deux objectifs de recherche ont été mis en œuvre, soit (1) le développement d'une méthode de mesure terrain objective et (2) le développement et la validation d'un modèle numérique visant à améliorer la méthode de mesure. La première sous-section (7.1) présente le bilan des travaux pour ces 2 objectifs ainsi que chacun des sous-objectifs associés. La deuxième sous-section (7.2) présente les perspectives de recherche.

7.1 Bilan des travaux

7.1.1 Objectif 1 : Développement et validation d'une méthode de mesures terrain objective

Le premier objectif de la thèse visait à développer une méthode objective de mesure terrain. Pour remplir cet objectif, 3 sous-objectifs avaient été déterminés.

7.1.1.1 Sous-objectif 1.1 : développement de la méthode (Chapitre 2)

Le chapitre 2 présente les détails du développement de la méthode, que ce soit pour le choix de la méthode retenue ou encore des équipements utilisés. La méthode retenue basée sur une mesure F-MIRE en continu utilise un doublet microphonique pour mesurer le niveau de bruit à l'extérieur et sous le protecteur. Les signaux temporels sont enregistrés sur un enregistreur portatif stéréo attaché à la ceinture du travailleur. Le sous-objectif a été atteint.

7.1.1.2 Sous-objectif 1.2 : Campagne de mesures terrain (Chapitre 3)

Le chapitre 3 montre les étapes nécessaires pour réaliser la campagne de mesures en industrie, en commençant par le choix des entreprises, le choix des sujets et finalement, le déroulement d'une journée type de mesure. Au final, les 8 entreprises visitées étaient diversifiées, les mesures se sont déroulées dans le respect des travailleurs, le tout a été fait avec éthique et aucune donnée n'aura été rejetée pour cause de mauvaise manipulation. Le sous-objectif a été atteint.

7.1.1.3 Sous-objectif 1.3 : Analyse des résultats (Chapitre 4)

Pour l'analyse des résultats (chapitre 4), il aura fallu s'assurer de choisir les indicateurs pertinents à la méthode et de développer les routines de calculs pour extraire les données. La quantité d'enregistrements réalisée lors des mesures se calcule en centaines de gigaoctets. Toutes les mesures avec la méthode ont été faites et analysées en utilisant des facteurs de compensation constants en fonction de la position de la (ou des) source. L'importance de travailler à déterminer des facteurs de compensation variables en fonction de l'angle d'incidence de la source fait l'objet des travaux du second objectif de la thèse, par contre, lorsque les analyses ont été faites, elles l'ont été au mieux de nos connaissances. Le point concernant les facteurs de compensations fait d'ailleurs parti des perspectives de recherche à la prochaine section. La fin du chapitre 4 (section 4.4 – Conclusions) présente les conclusions et les perspectives de la méthode, sans se limiter à l'analyse. Il s'agit en fait de la conclusion complète de l'objectif principal concernant le développement d'une méthode objective de mesures terrain. Le sous-objectif a été atteint.

7.1.2 Objectif 2 : Développement d'un modèle numérique, prenant en compte l'incidence de la source sonore, afin d'améliorer la méthode de mesure F-MIRE en continu

Cet objectif émanait du premier objectif et avait pour but d'améliorer la méthode F-Mire en continu. L'objectif était divisé en deux sous-objectifs qui ont fait l'objet d'un chapitre chacun.

7.1.2.1 Sous-objectif 2.1 : Développement et validation d'un modèle FE (Chapitre 5)

Ce sous-objectif est le cœur de l'objectif principal et son détail présenté au chapitre 5. Il permet de comprendre la complexité du développement d'un modèle FEM, tant pour le choix des maillages que des propriétés des matériaux modélisés. Un protocole de laboratoire permettant de mesurer le NR^* en champ direct dont l'incidence varie dans un plan horizontal autour de la tête a été élaboré. Trois validations entre le modèle et les mesures sont présentées : 1) le niveau de pression au microphone externe, 2) le NR^* en fonction de la fréquence ainsi qu'en fonction de l'angle et 3) la variation du NR^* (ΔNR^*) en fonction de l'angle d'incidence de la source. Pour le niveau de pression au microphone externe et pour le NR^*, les résultats sont excellents en basses fréquences et perdent de la précision à mesure que la fréquence augmente. La comparaison du ΔNR^* entre le modèle et les mesures montre que le phénomène relié à la variation de l'atténuation en fonction de l'angle d'incidence est bien pris en charge par les calculs. La section 5.4 présente les conclusions et les perspectives du modèle. Bien que le modèle soit bien imparfait, il démontre qu'un problème de transmission sonore aussi complexe peut être bien pris en compte par les éléments finis. Le sous-objectif a été atteint.

7.1.2.2 Sous-objectif 2.2 : Application du modèle pour le choix de la position optimale du microphone externe (Chapitre 6)

Le chapitre 6 consiste à utiliser le modèle pour évaluer un problème qui aurait été très lourd à évaluer en laboratoire, à savoir la position optimale du microphone externe. Pour la coquille étudiée, la position optimale, soit celle qui minimise la variation entre le niveau d'exposition

et niveau du microphone externe, a été trouvée au centre de la surface extérieure de la coquille. Aussi, un indicateur binaural, qui a été obtenu en utilisant la moyenne énergétique des microphones externes (oreilles droite et gauche), permet une bonne approximation du niveau d'exposition (moins de 2dB sur toutes les bandes de fréquence). Le niveau d'exposition permet, entre autre, de calculer la dose quotidienne d'exposition d'un travailleur. L'application du modèle pour trouver la position du microphone externe montre à quel point un modèle affiné pourra aider à améliorer la méthode de mesure. Un modèle complet permettra d'optimiser les composantes d'une coquille, d'évaluer et de comprendre l'influence de chacun des paramètres de conception. Le sous-objectif a été atteint.

7.2 Perspectives

Les perspectives de chacun des deux objectifs principaux sont présentées à la fin des chapitres 4 pour la méthode de mesures terrain objective (sections 4.4) et 5 pour le développement et la validation d'un modèle numérique (section 5.4). La présente section vise à présenter des perspectives de recherches qui méritent de ressortir de la thèse et qui n'ont pas été discutées dans les conclusions de chacun des objectifs principaux. Selon nous, six points méritent d'être soulignés : (i) la position optimale des microphones de la mesure; (ii) les facteurs de compensation; (iii) la prise en compte de l'angle d'incidence dans les mesures F-MIRE en continu; (iv) la réutilisation des données terrain en considérant l'angle d'incidence de la source; (v) le système d'acquisition et (vi) la distribution bimodale de l'atténuation terrain.

i) La position des microphones

Afin d'évaluer les facteurs de compensations nécessaire pour passer de la méthode F-MIRE en continu au REAT, quantifier l'effet de la position des microphones est primordial. Ce point a été abordé au CHAPITRE 6, pour une première évaluation, cela pour une coquille simple et symétrique et exclusivement pour le microphone externe. Ce travail devra en plus être fait pour plusieurs modèles de coquilles différentes, car plusieurs coquilles du commerce

ont des volumes et des géométries différents, ne sont pas symétriques selon l'axe horizontal et peuvent avoir un arceau qui vient s'attacher directement au centre de la surface de la coque ou de chaque côté de la coque, en 2 points. Une fois les simplifications concernant l'absence du pavillon de l'oreille et de la mousse absorbante supprimées, il sera possible d'optimiser la position du microphone interne.

ii) Facteurs de compensation

Les facteurs de compensation utilisés dans cette thèse ont été choisis, au meilleur de nos connaissances et sont considérés comme une première approximation. Dans la première partie de la thèse, on utilise des facteurs de compensation constants en fonction de la position de la source, même pour des environnements où le bruit peut être directif. La seconde partie de thèse a permis de mettre en évidence l'importance de la variation de l'atténuation mesurée en fonction de l'angle d'incidence (variation de plus de 20dB par bande tiers d'octave). Les facteurs de compensations (Figure 2.3) devraient donc être variables et fonction de l'angle d'incidence de la source, lorsque le champ n'est pas diffus. Les mesures et résultats de simulations présentés dans cette thèse montrent bien leur importance et en quoi l'introduction de tels facteurs de compensation viendraient améliorer de façon significative la méthode F-MIRE en continu. Un travail considérable reste toutefois à être effectué pour en arriver là, et le modèle proposé s'avère un outil des plus intéressants pour y parvenir.

Tel que spécifié à la section 5.4, l'ajout au modèle d'une oreille sans protection pour calculer le niveau au tympan serait la prochaine étape à accomplir pour permettre de modéliser la perte par insertion (niveau au tympan avec et sans protecteur). Cela permettra, avec un protocole de laboratoire adapté, mais semblable à celui présenté à la section 5.2, de mieux déterminer pour tout angle d'incidence de la source, les compensations nécessaires pour faire le lien entre les valeurs de NR^* et ceux d'un *IL* estimé et, en bout de ligne, pouvoir comparer la protection réelle mesurée avec les atténuations obtenues par les certifications.

iii) Ajout de l'angle d'incidence dans la méthode F-MIRE en continu

Par définition, la mesure du NR^*, obtenue par la méthode de mesure F-MIRE en continu, ne fournit aucune information sur la position de la source. Cette information est toutefois nécessaire pour calculer les facteurs de compensation. La méthode de mesure devrait, idéalement, inclure une façon d'estimer l'incidence de la source. Pour ce faire, il semble naturel d'utiliser le fait que l'on effectue une mesure aux deux oreilles, gauche et droite, à l'aide des microphones placés à l'extérieur, sur les coquilles. Pour le développement d'une méthode efficace et rigoureuse, le modèle est un outil idéal car il permet de nombreuses études à faible coût. En somme, il serait souhaitable de trouver une méthode qui permette d'utiliser les 2 microphones extérieurs comme une antenne simple, dont les niveaux seraient comparés afin de déterminer l'angle d'incidence de la source. Pour faire une antenne, il importe de synchroniser les signaux des 2 microphones, ce qui permet de synchroniser les phases des signaux acoustiques. Il serait donc intéressant de modifier le système d'acquisition pour obtenir une acquisition synchrone des 4 pistes (les microphones internes et externes des 2 oreilles). Avoir des signaux synchronisés ouvre la porte au développement d'algorithmes de traitement de signal plus complexes, qui viendraient bonifier la détermination de l'angle d'incidence. Il faut noter cependant que le système actuel possède déjà certains avantages. Il est léger, robuste et surtout, il n'interfère pas dans les opérations du travailleur. Si pour ces qualités ou d'autres, l'usage de deux systèmes d'acquisition distincts s'avérait nécessaire, la synchronisation entre les 2 systèmes pourrait être plus difficile. Une solution qui reste à valider pourrait être d'utiliser les microphones internes afin de mesurer un bruit généré par le porteur (i.e. un éternuement, un cri, etc.). L'effet d'occlusion aidant, ce signal devrait être bien capté par les microphones internes et il devrait permettre une synchronisation précise puisque la distance entre la source et les deux microphones serait la même.

Cette technique d'antenne, basée sur la synchronisation des phases, semble être attrayante et mérite d'être approfondie. Il existe, par contre, une autre méthode plus simple qui pourrait être approfondie. Elle est basée sur les patrons de directivité répétables pour chaque bande

tiers d'octave, tant pour le niveau du micro externe que pour le NR^*. La méthode binaurale, proposée dans la thèse (section 6.3), montre des courbes comparant les niveaux des micros externes gauche et droite. Il serait intéressant d'évaluer si pour une bande de fréquence donnée, une simple comparaison énergétique entre les 2 microphones permettrait d'estimer de façon suffisamment précise la position de la source. Comme cette méthode ne tient compte que de l'énergie acoustique, la synchronisation des phases n'est pas cruciale. Cela permettrait de continuer d'utiliser les 2 enregistreurs distincts qui devraient être synchronisés par la suite, mais sans chercher à obtenir une synchronisation parfaite. Pour cette synchronisation « énergétique », il est probable qu'il existe déjà un enregistreur qui permette un accès réseau et la synchronisation avec l'heure universelle, via le protocole d'heure réseau (NTP – Network time protocol). Dans ce cas, l'heure à laquelle l'enregistrement a débuté serait inscrite dans le fichier et il ne suffirait que de corriger la différence entre les temps exacts de départ des 2 fichiers (gauche et droite) pour les synchroniser.

iv) Réutilisation des données terrain de la présente étude

Tel que mentionné précédemment en conclusion, peu d'emphase avait porté sur l'importance des facteurs de compensation et des valeurs approximatives ont été utilisées pour ceux-ci lors du développement de la méthode de mesures et de la campagne de mesures en industrie. Quoi qu'il en soit, une quantité importante d'information est encore disponible pour traitement ultérieur. Un des avantages reconnus de l'approche choisie est l'enregistrement en continu de fichier audio et non seulement de l'énergie acoustique. Si ce choix peut poser un problème d'éthique, puisqu'on enregistre tout le signal audio et par conséquent, tous les messages vocaux, il est possible de les réécouter. Sans chercher à synchroniser précisément les phases des microphones, mais en se contentant simplement de trouver une façon de synchroniser les 2 fichiers existants avec une échelle de temps la plus précise possible, il serait intéressant de comparer avec les données présentées au CHAPITRE 4 avec de nouvelles données qui pourraient être compensées autrement à l'aide des résultats obtenus dans cette thèse.

v) Système d'acquisition

Pour refaire des mesures dans le futur, il serait pertinent de remplacer le système d'acquisition par des technologies plus récentes. L'enregistreur utilisé pour les mesures de cette thèse est déjà discontinué et les ajouts de synchronisation forceront probablement l'achat d'une nouvelle technologie.

Par exemple, la carte possédant le plus de mémoire disponible sur le marché à l'époque était une carte de 2Go. Cela permettait un enregistrement d'environ 3 heures, ce qui obligeait le remplacement des cartes mémoire à 3 reprises durant une journée de mesures. Actuellement la carte SD ayant la plus grande mémoire peut stocker 512Go, soit 250 fois plus de stockage en moins de 10 ans!

De même, lors du début du projet, il avait été envisagé une transmission sans fil des données (par Wifi ou Bluetooth), option qui avait été rejetée au profit de deux petits enregistreurs. Dans le cas du Wifi, cela aurait nécessité des équipements trop volumineux pouvant déranger le travailleur dans ses actions et dans le cas du Bluetooth, la bande passante était trop limitée pour la quantité d'information à véhiculer. Par contre, la technologie a beaucoup évolué depuis et il serait souhaitable d'évaluer comment il serait possible maintenant de développer un système de mesure toujours léger et robuste, mais sans connections filaires.

vi) Distribution bimodale de l'atténuation terrain

Ce point n'a pas été discuté dans la thèse puisqu'il ne concerne ni le développement d'une méthode de mesures terrain, ni le développement d'un modèle numérique. Par contre, il concerne la problématique de surévaluation de l'atténuation observée lors de la certification des protecteurs. Tel qu'énoncé dans la problématique de recherche (section 0.2) ainsi que dans l'état de l'art sur les méthodes de mesures terrain (section 1.1), plusieurs études ont été réalisées en industries et concluent généralement à la surévaluation des valeurs d'atténuation lors des tests de certification. Les sources les plus éloquentes à ce sujet sont les 2 synthèses présentées par Berger (Elliott H. Berger, 1986 ; Berger, Voix et Kieper, 2007, p. 200). Pour

obtenir une valeur comparable avec les mesures de certification, les résultats des sujets d'étude terrain sont généralement moyennés sur l'ensemble des sujets, ce qui sous-entend une distribution normale des échantillons.

Selon plusieurs observations faites lors des mesures réalisées durant la thèse, la distribution de l'échantillonnage tient beaucoup plus d'une distribution bimodale, que d'une distribution normale. La Figure 4.27, qui présente l'affaiblissement en fonction de la fréquence, donne un exemple clair de la distribution bimodale, cela seulement pour l'oreille droite car l'oreille gauche est bien protégée et ce, de façon constante. Le comportement bimodale de la fonction, atténuation importante vs peu d'atténuation, est lié à l'étanchéité acoustique.

L'absence d'étanchéité acoustique peut être attribuable à 2 causes prédominantes : le non-port et la mauvaise insertion du protecteur. Si le non-port est associé à un choix conscient du travailleur, la mauvaise insertion peut être liée à plusieurs causes : choix du travailleur, manque d'éducation, problème de confort, etc.

En somme, lorsque les résultats de mesures terrain sont présentés en utilisant des moyennes arithmétique, supposant une distribution normale, les sujets qui ont peu ou pas d'atténuation pour cause d'absence d'étanchéité acoustique sont inclus dans le calcul. Cela va nécessairement montrer des moyennes inférieures à la performance réelle obtenue par les travailleurs qui portent bien leurs protecteurs. Cette façon de présenter les atténuations terrain pointe les protecteurs du doigt comme si leurs performances en atténuation n'étaient pas suffisantes pour les besoins de l'industrie. Lorsqu'analysée en acceptant l'hypothèse d'une distribution bimodale, la faute n'incombe plus maintenant entièrement aux protecteurs, mais aussi aux usagers et aux employeurs, principalement en termes de choix de protecteurs appropriés, motivation et d'éducation. De ce résultat, deux postulats peuvent être émis :

1- Comme le groupe ayant une bonne étanchéité obtient de meilleurs résultats que ceux véhiculés présentement, il devient illusoire de penser que l'utilisation de décote (de-rating) des valeurs laboratoire (voir section 4.4.1) puisse donner des résultats fiables.

Les variations d'atténuations peuvent être tellement importantes d'un individu à l'autre pour un même protecteur qu'il est préférable d'orienter les recherches vers le développement d'indicateurs de protection personnalisés ;

2- Étant donné le grand nombre de travailleurs, encore aujourd'hui, qui ne réussit pas à se protéger adéquatement, les deux critères les plus importants pour améliorer la protection globale de la population sont : confort et éducation.

En conclusion, outre le travail d'éducation sur l'importance de bien se protéger l'ouïe, les améliorations à apporter aux protecteurs, qu'ils soient de type bouchon ou coquille, doivent aller prioritairement, non pas dans la direction de l'augmentation de la protection par des matériaux encore plus performants, mais plutôt vers des protecteurs plus confortables, tant au niveau du confort acoustique (en réduisant les problèmes reliés à l'effet d'occlusion) qu'au niveau du confort physique (force de serrage, température, etc.).

ANNEXE I

HISTOGRAMME DES NIVEAUX PROTÉGÉS ET DES BALANCES SPECTRALES

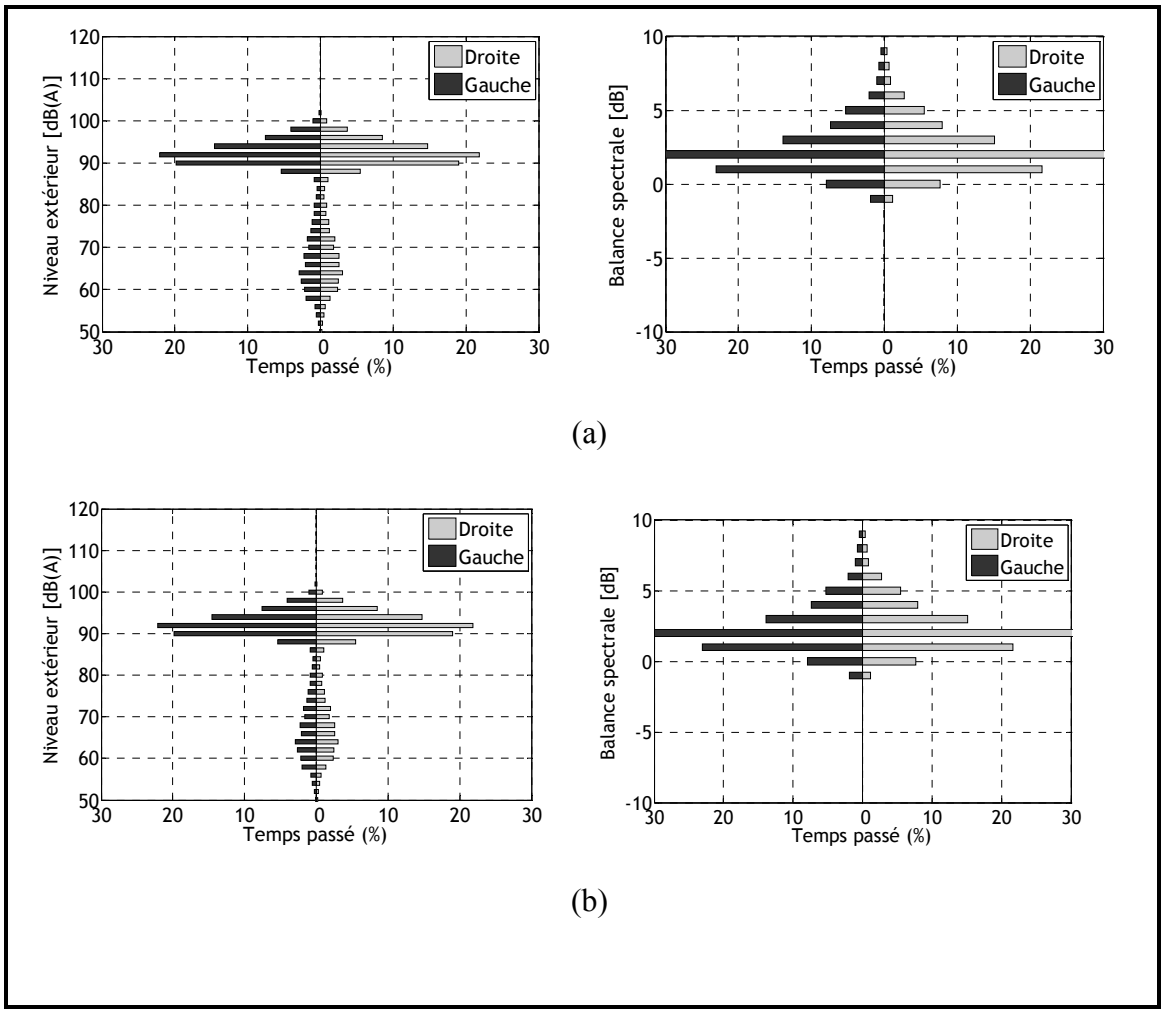


Figure-A I-1 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 1 ((a) : travailleur #1; (b) : travailleur #2)

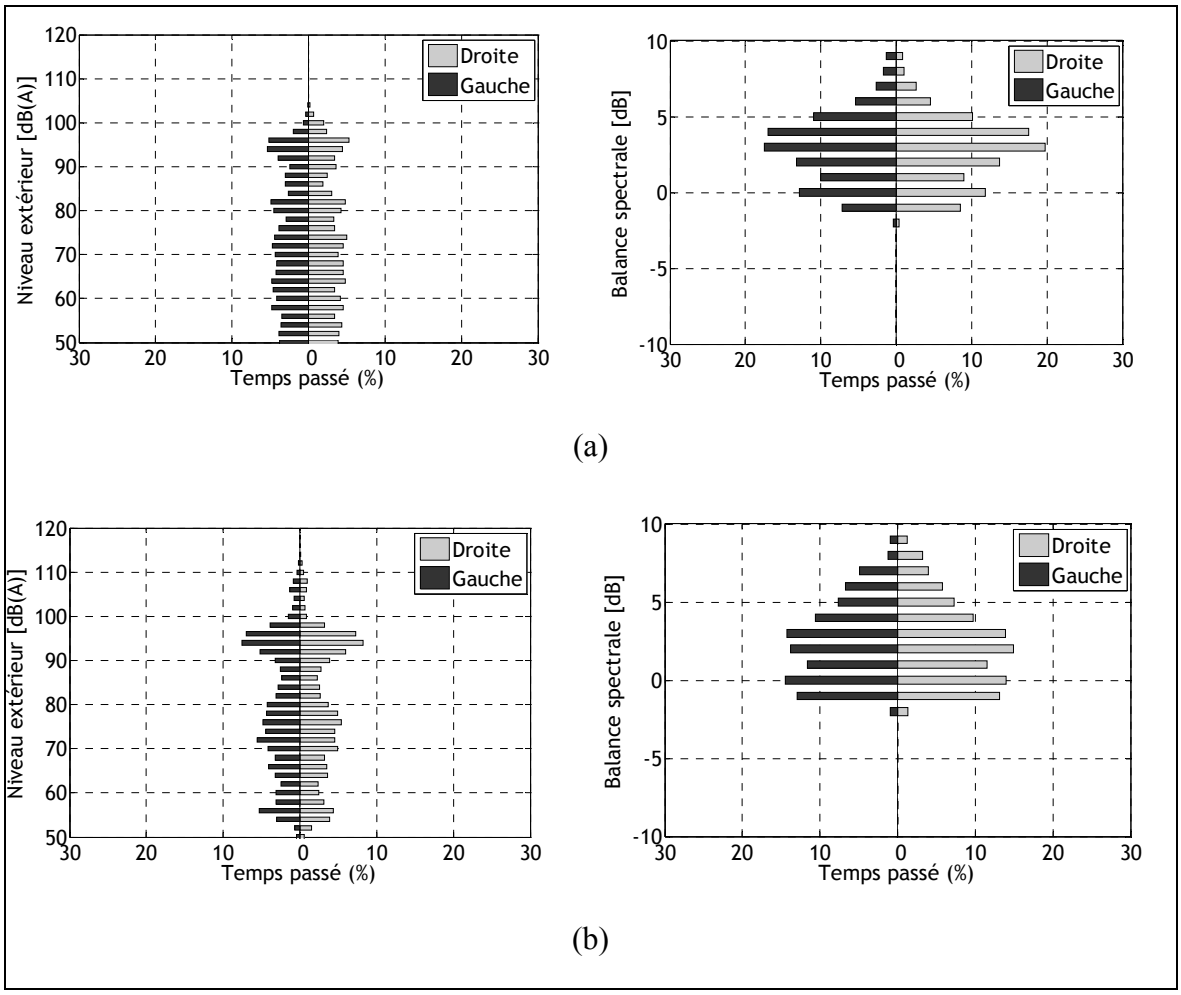


Figure-A I-2 :: Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 2 ((a) : travailleur #3; (b) : travailleur #4)

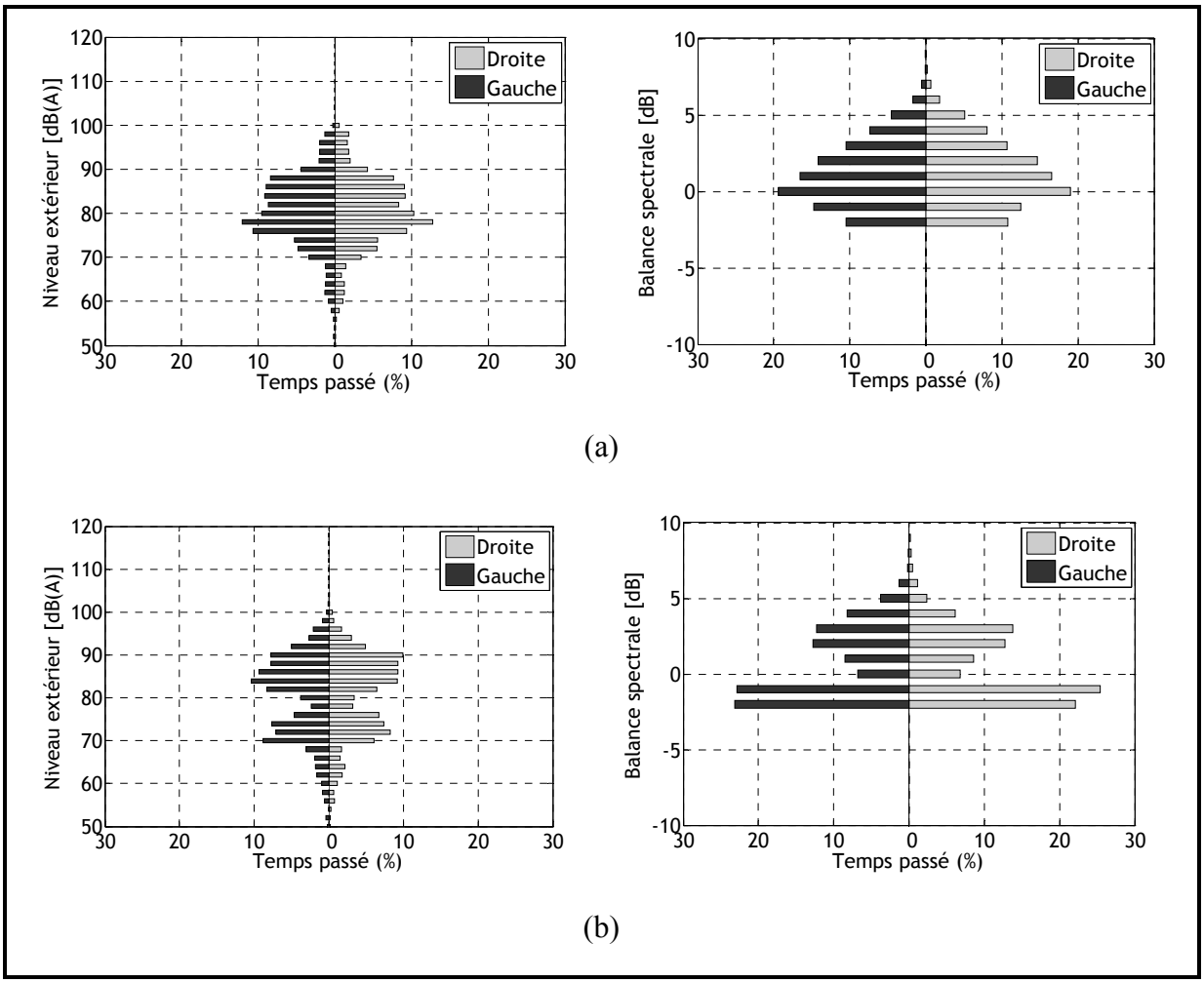


Figure-A I-3 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 3 ((a) : travailleur #5; (b) : travailleur #6)

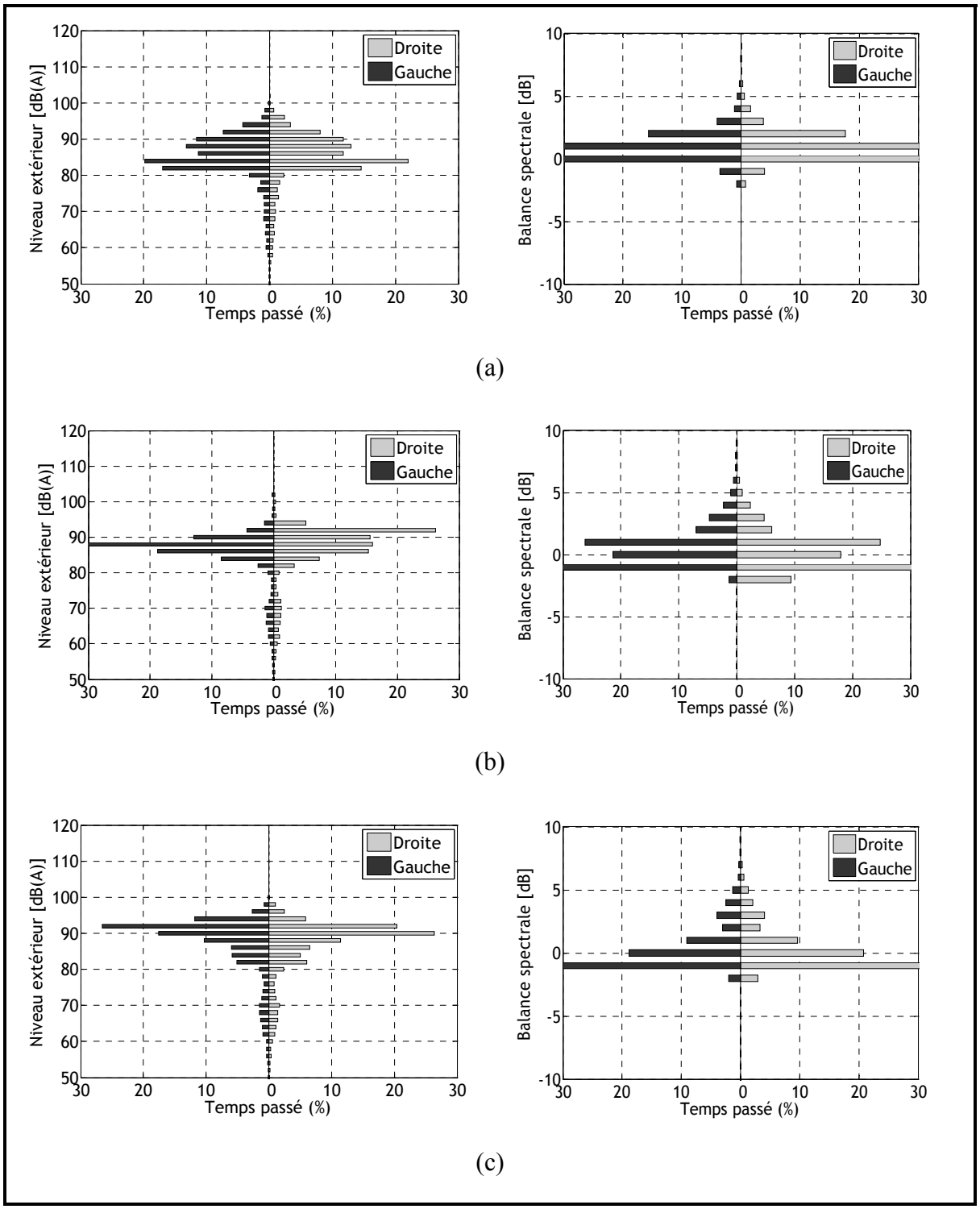


Figure-A I-4 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 4 ((a) : travailleur #7; (b) : travailleur #8; (c) : travailleur #9)

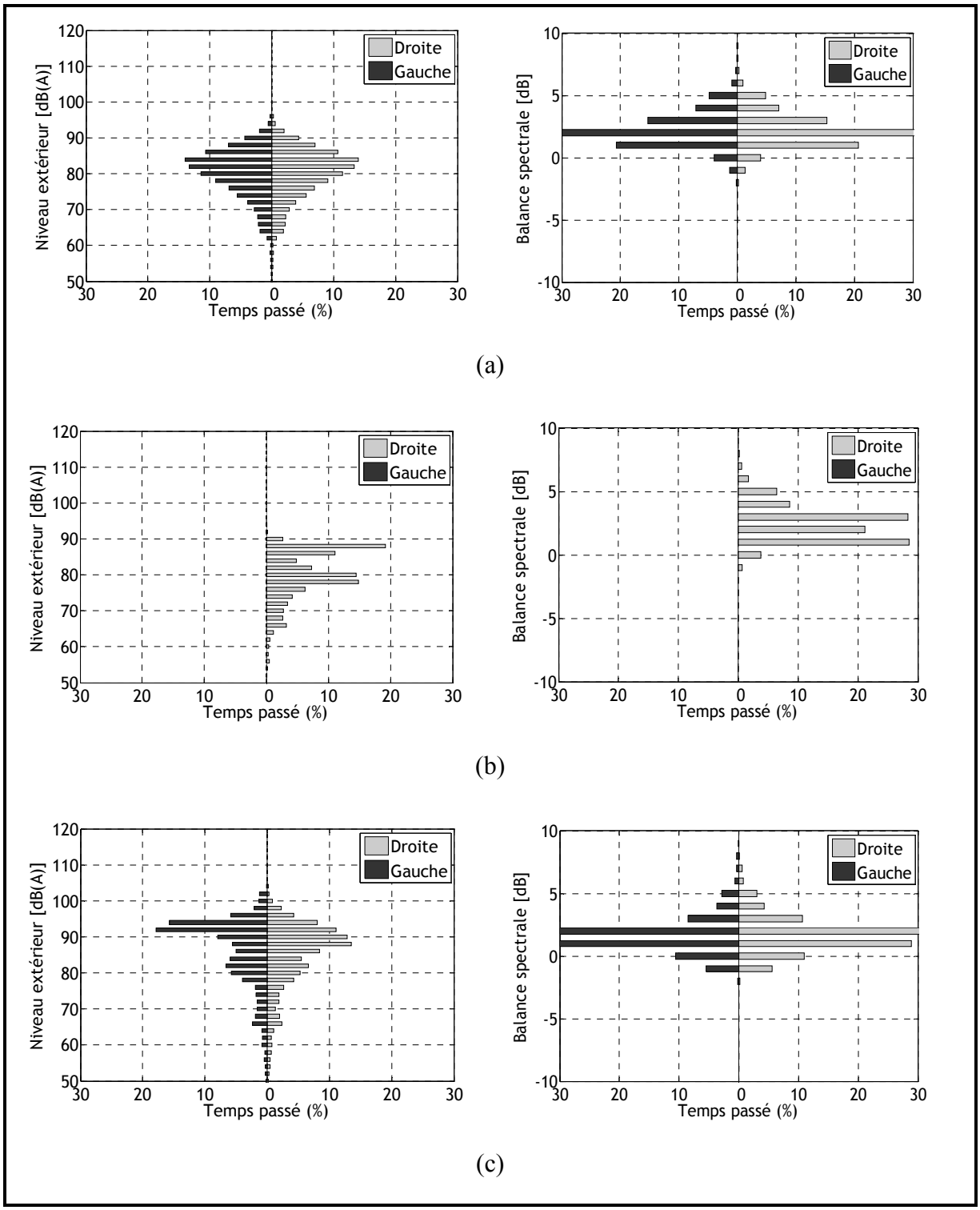


Figure-A I-5 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 5 ((a) : travailleur #10; (b) : travailleur #11; (c) : travailleur #12)

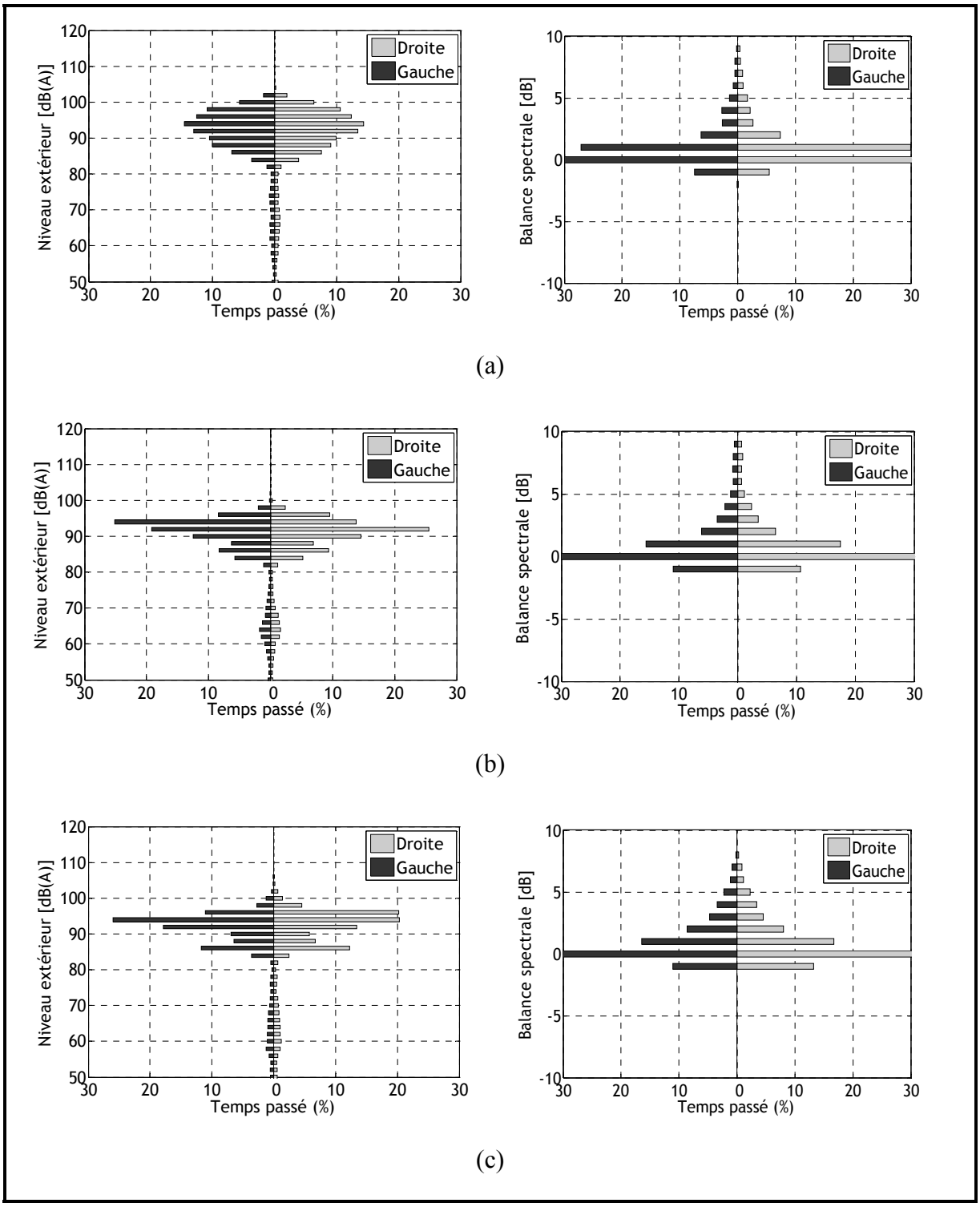


Figure-A I-6 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 6 ((a) : travailleur #13; (b) : travailleur #14; (c) : travailleur #15)

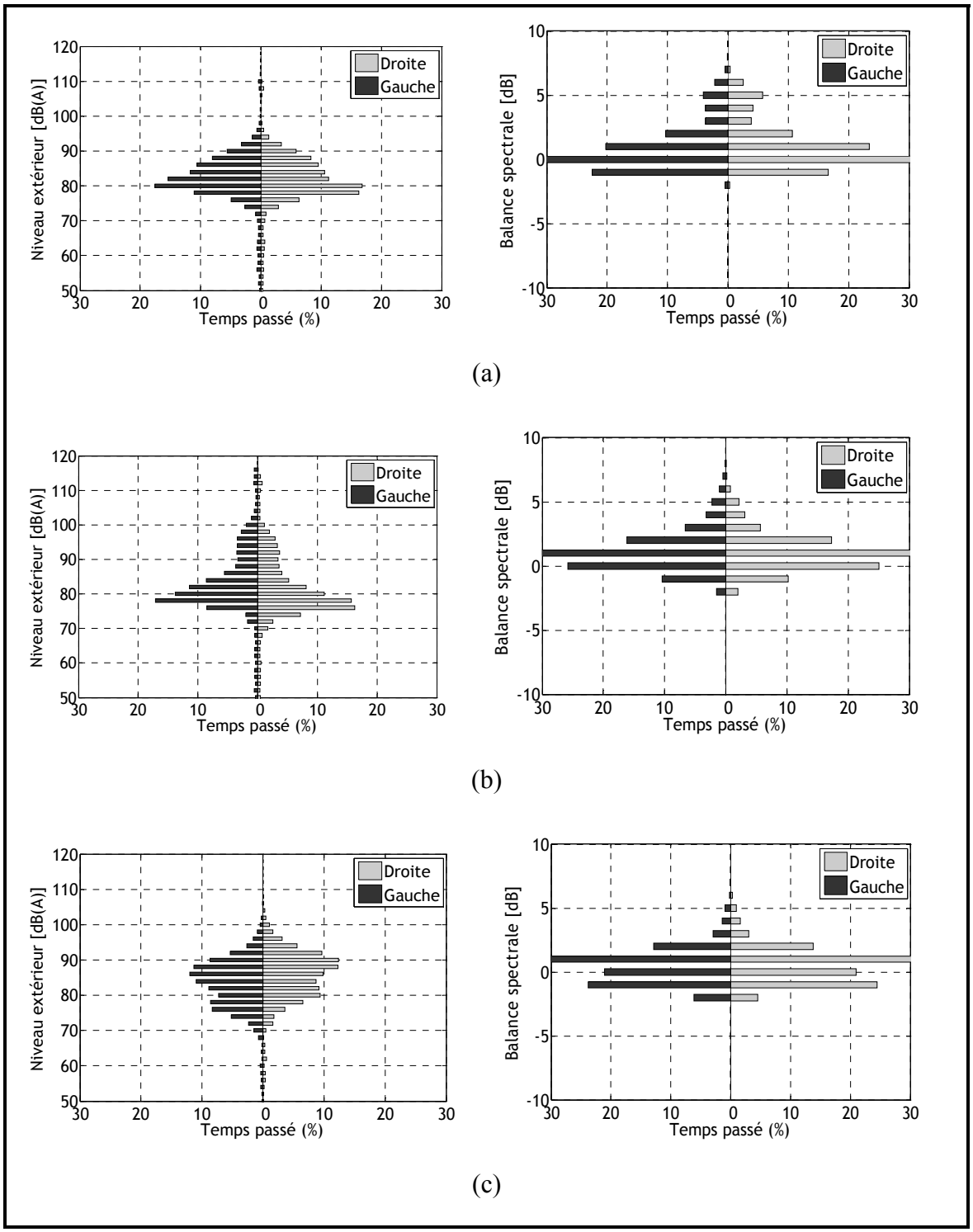


Figure-A I-7 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 7 ((a) : travailleur #16; (b) : travailleur #17; (c) : travailleur #18)

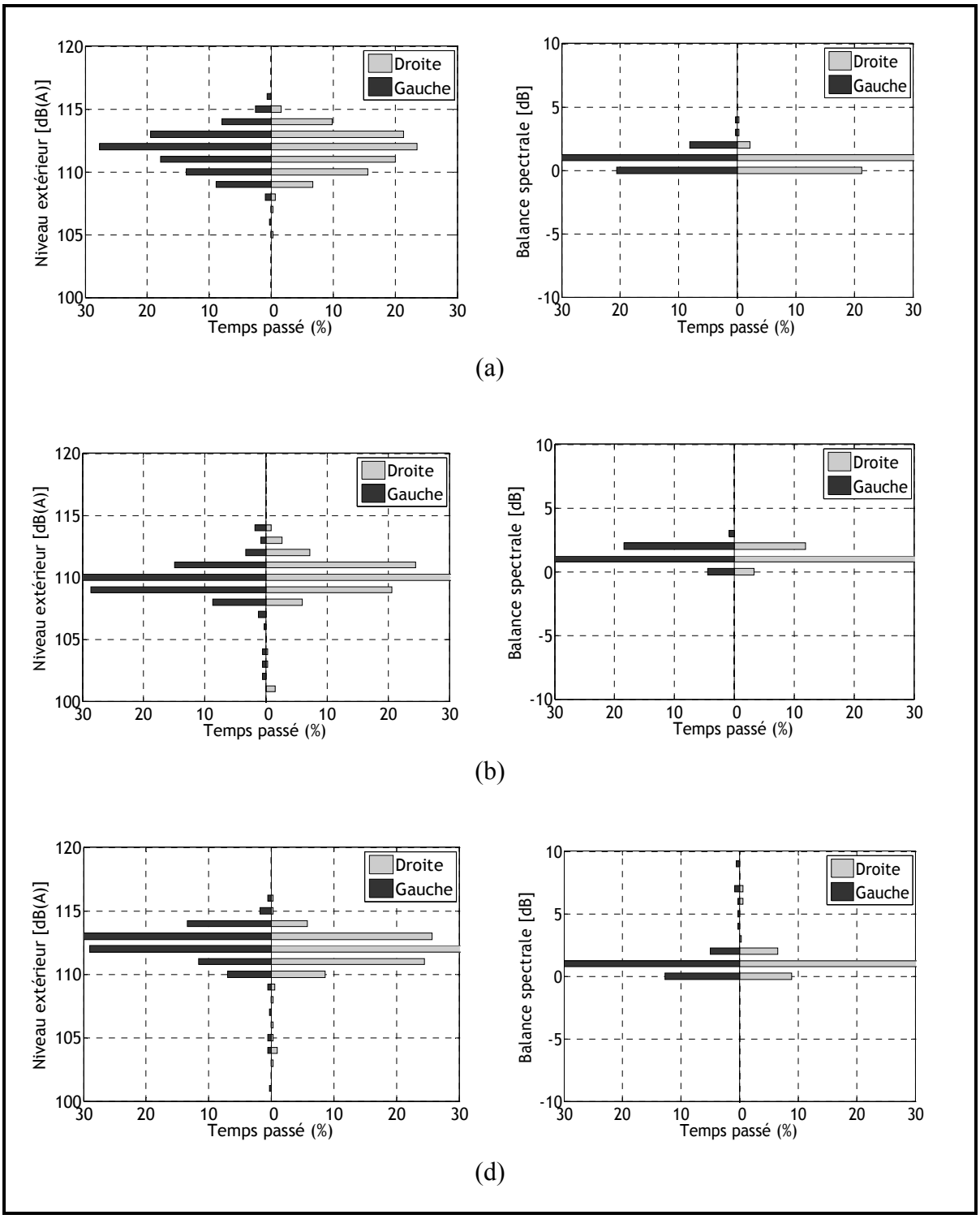


Figure-A I-8 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 8 ((a) : travailleur #19; (b) : travailleur #20; (c) : travailleur #21)

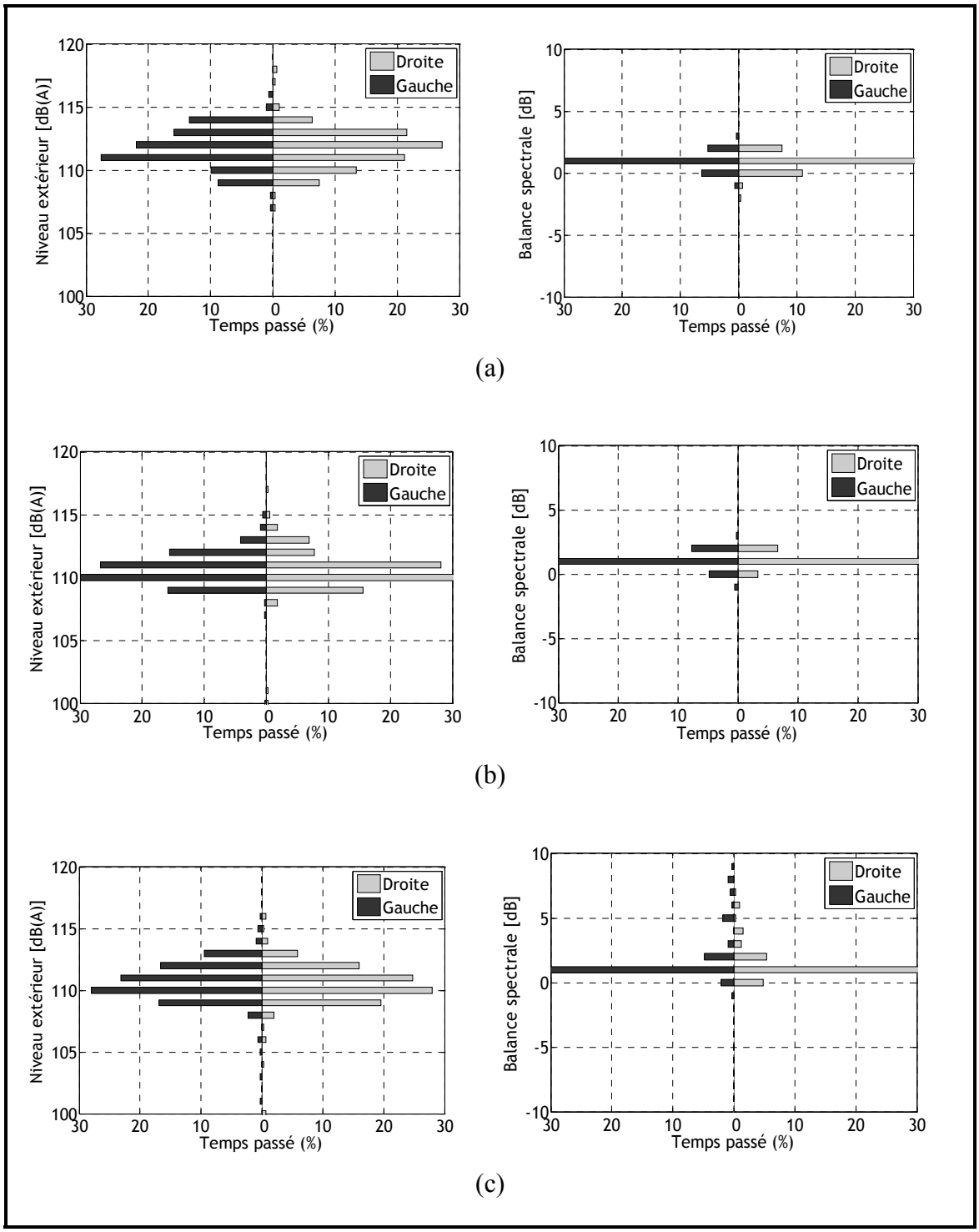


Figure-A I-9 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 8 ((a) : travailleur #22; (b) : travailleur #23; (c) : travailleur #24)

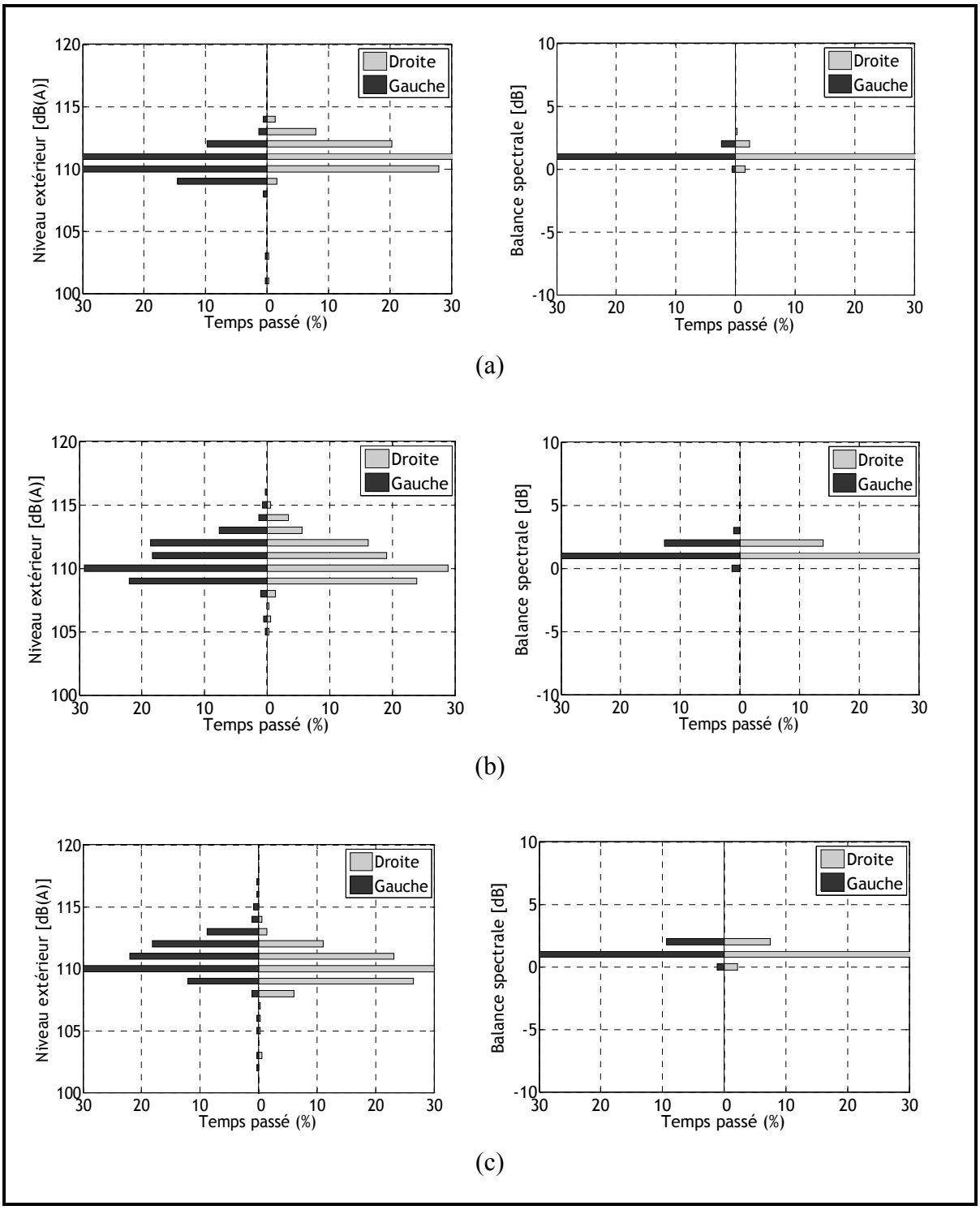


Figure-A I-10 : Niveaux externes et balances spectrales pour l'usine 8 ((a) : travailleur #25; (b) : travailleur #26; (c) : travailleur #27)

ANNEXE II

COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE NIVEAU DE PRESION DU MICROPHONE EXTERNE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE

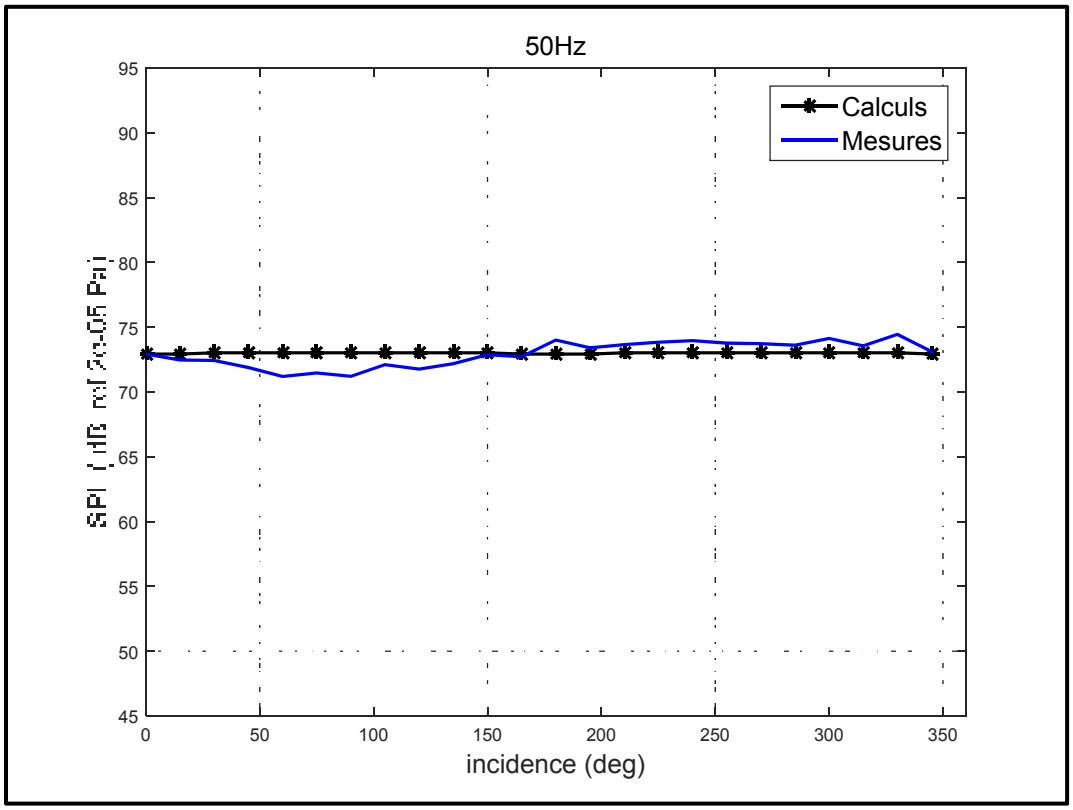


Figure-A II-1 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 50 Hz

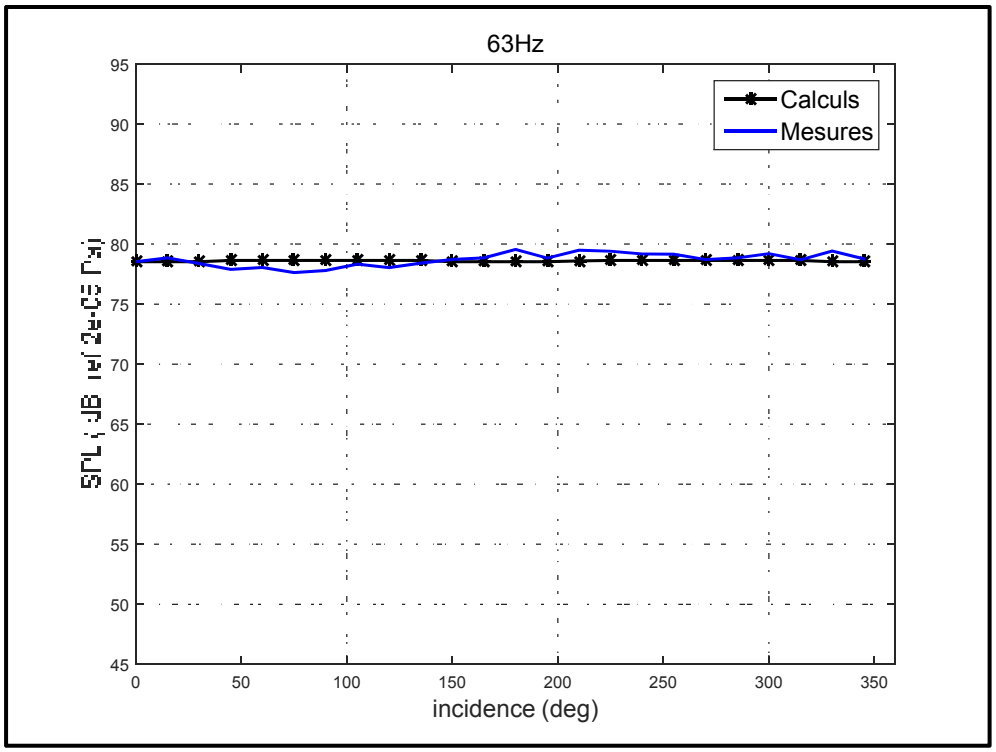


Figure-A II-2 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 63 Hz

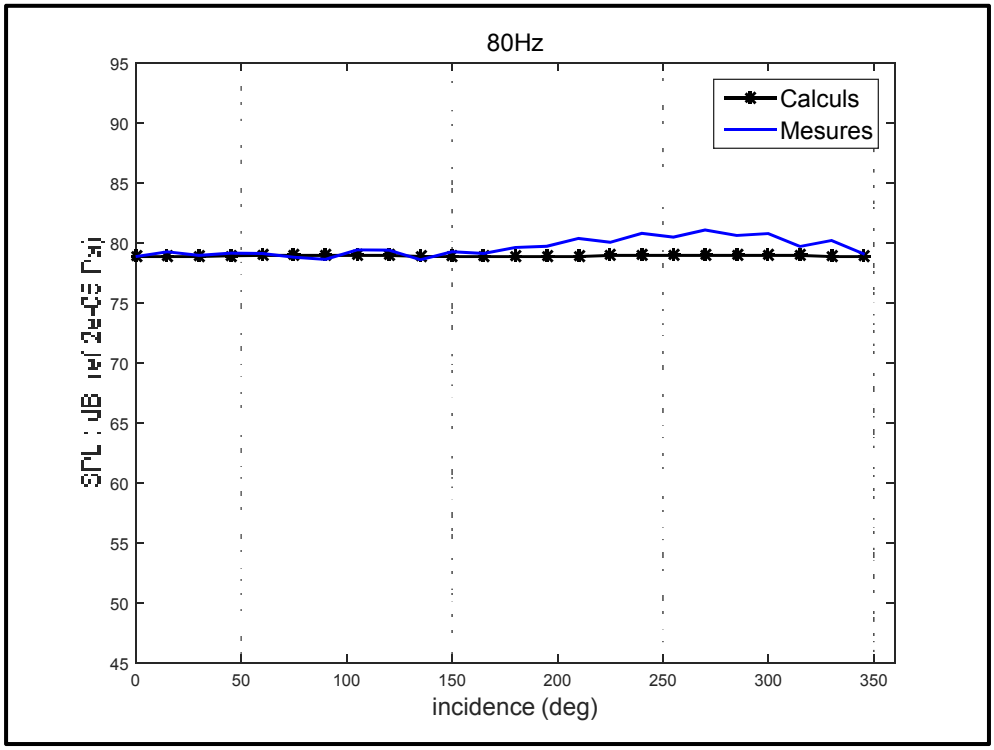


Figure-A II-3 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 80 Hz

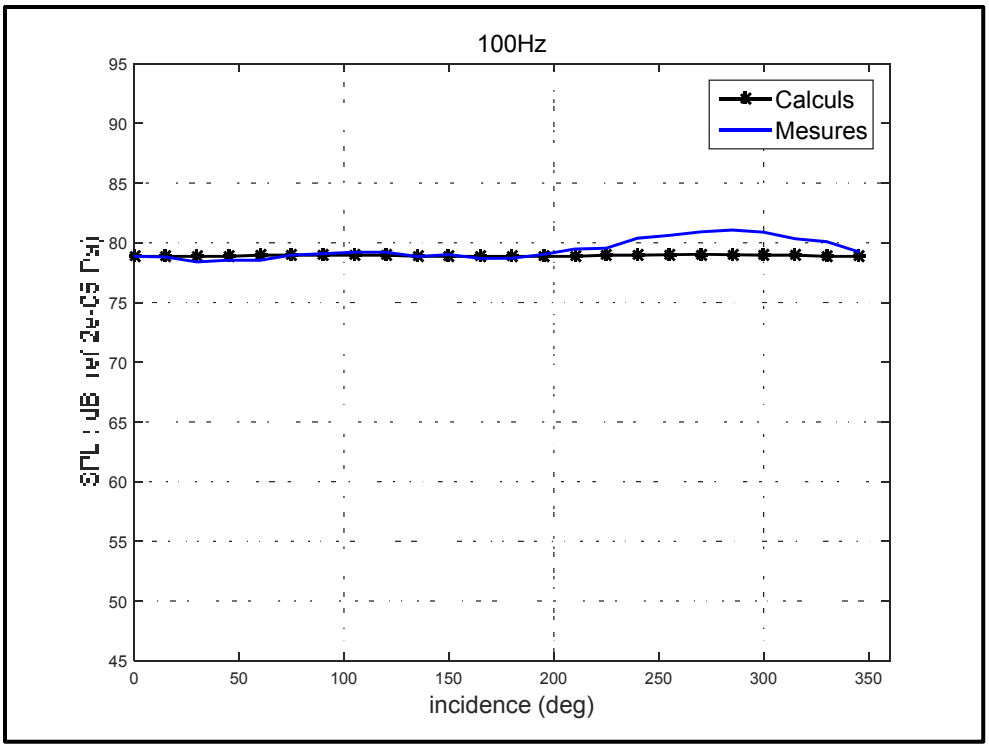


Figure-A II-4 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 100 Hz

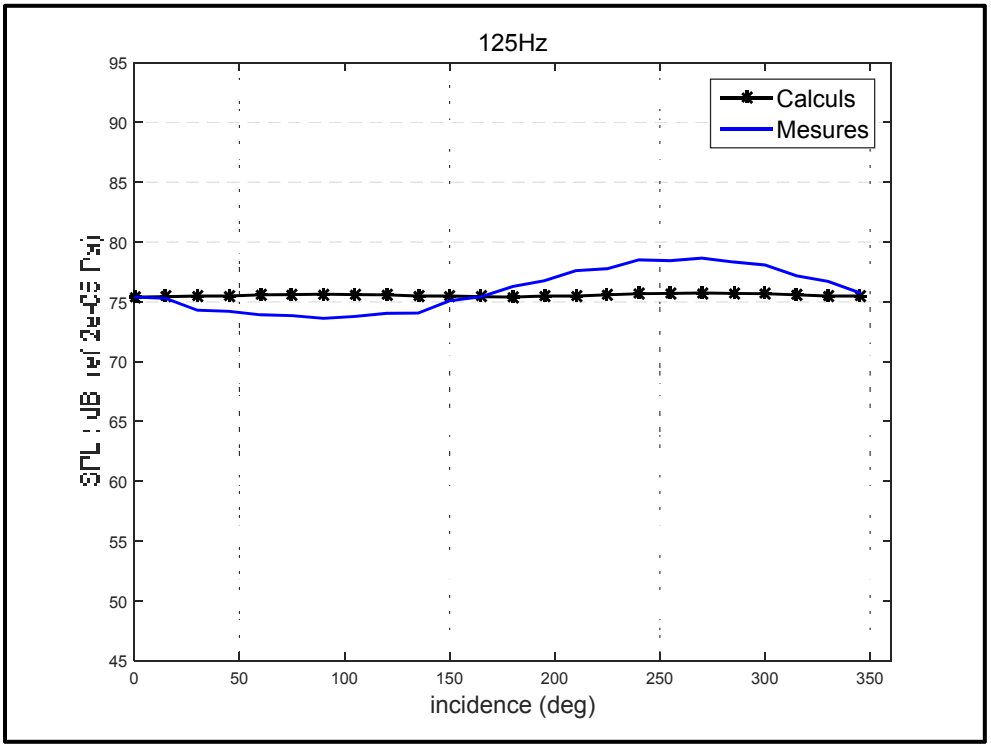


Figure-A II-5 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 125 Hz

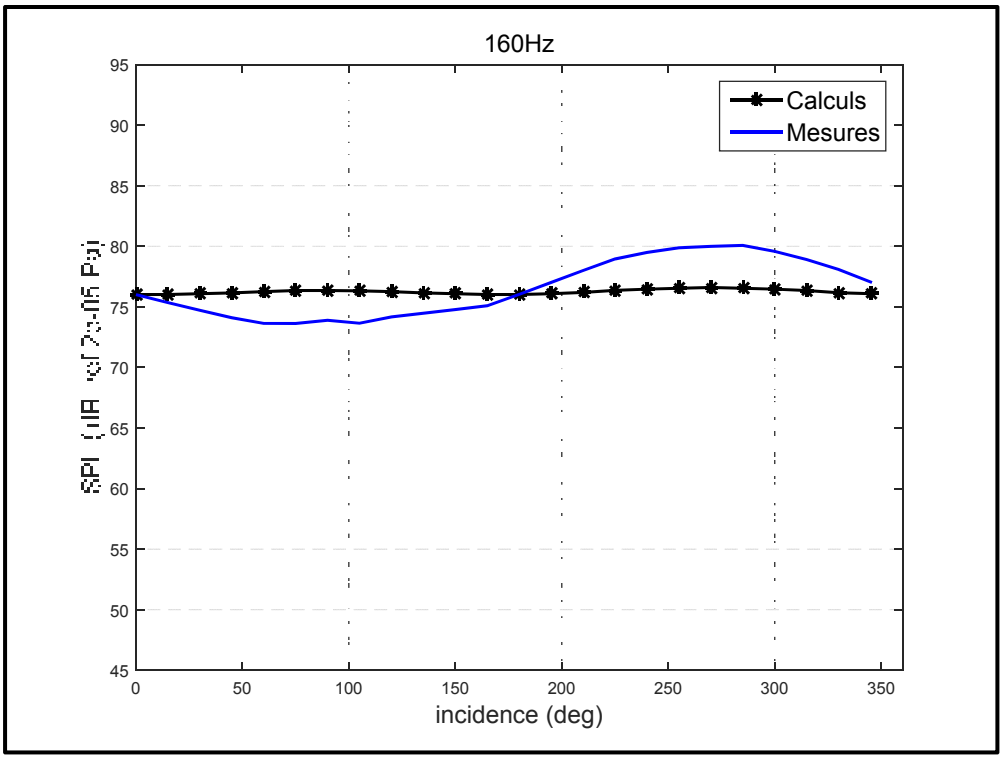


Figure-A II-6 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 160 Hz

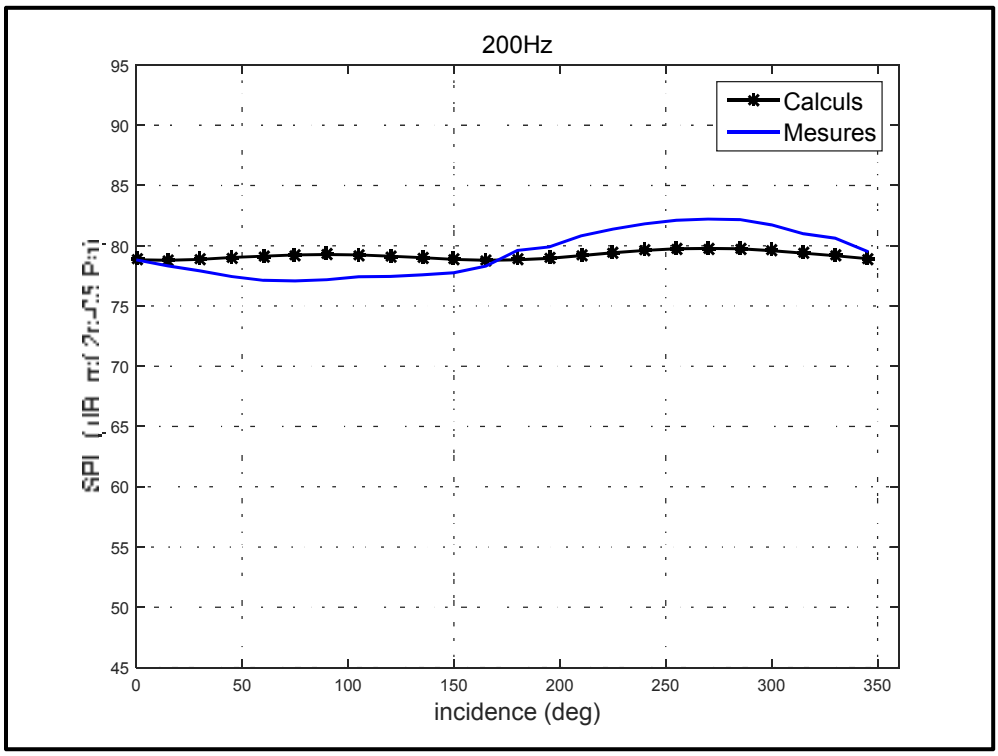


Figure-A II-7 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 200 Hz

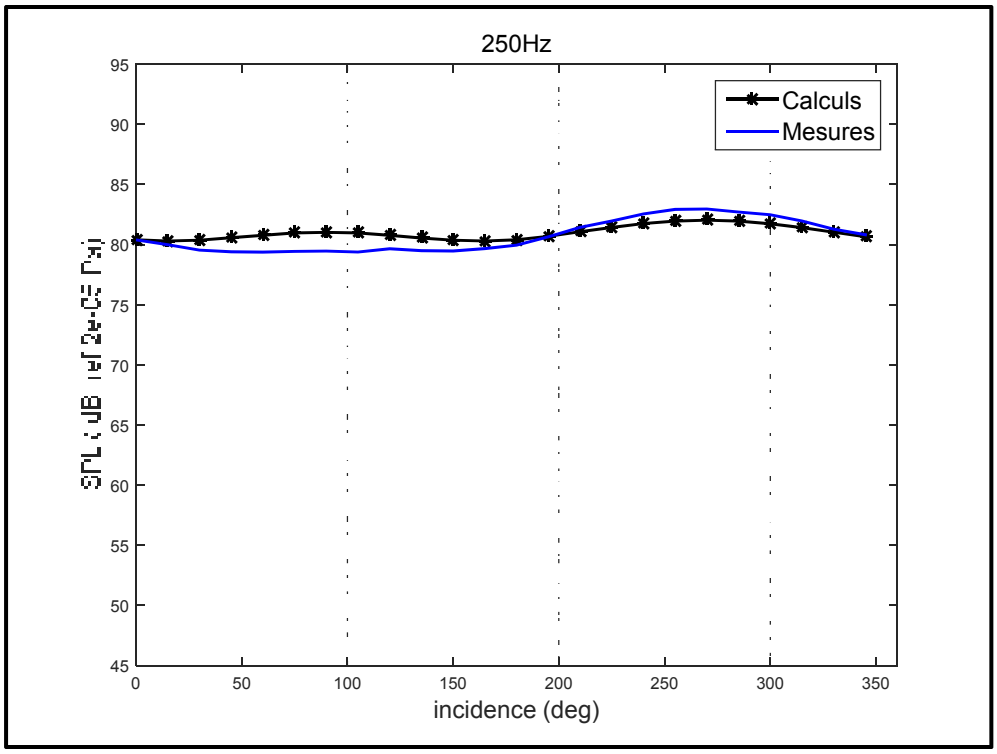


Figure-A II-8 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 250 Hz

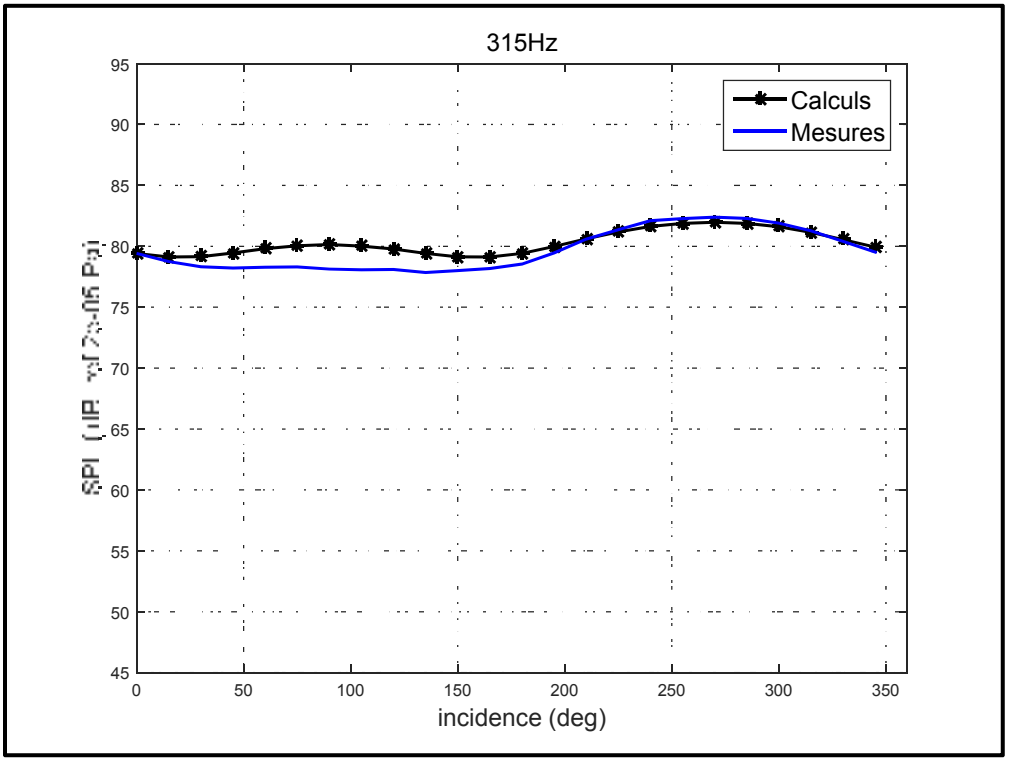


Figure-A II-9 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 315 Hz

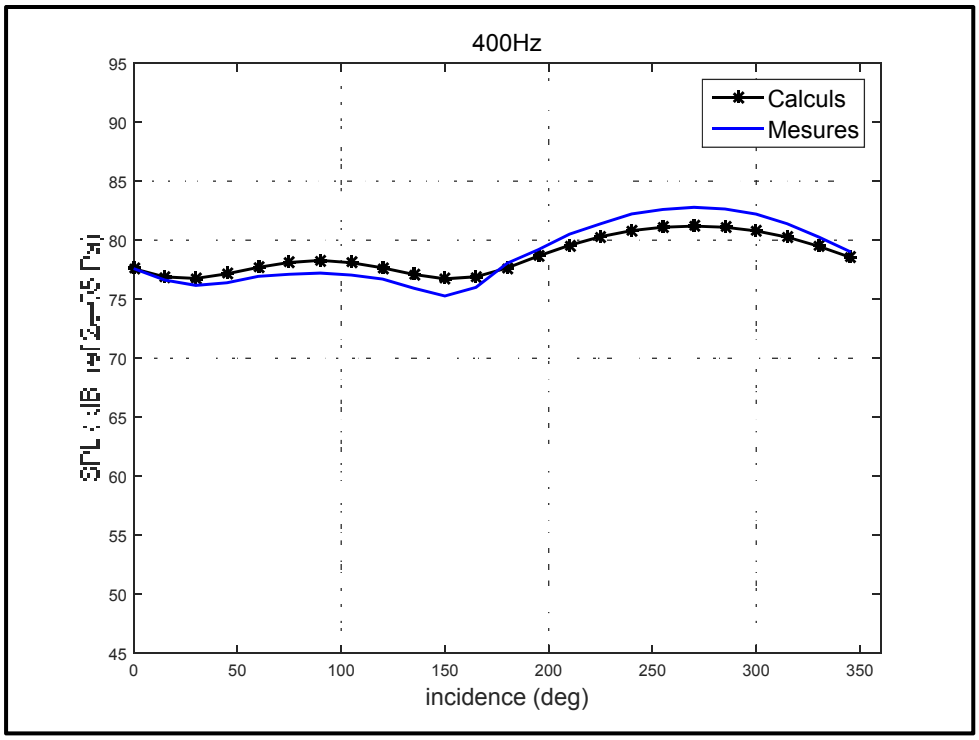


Figure-A II-10 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 400 Hz

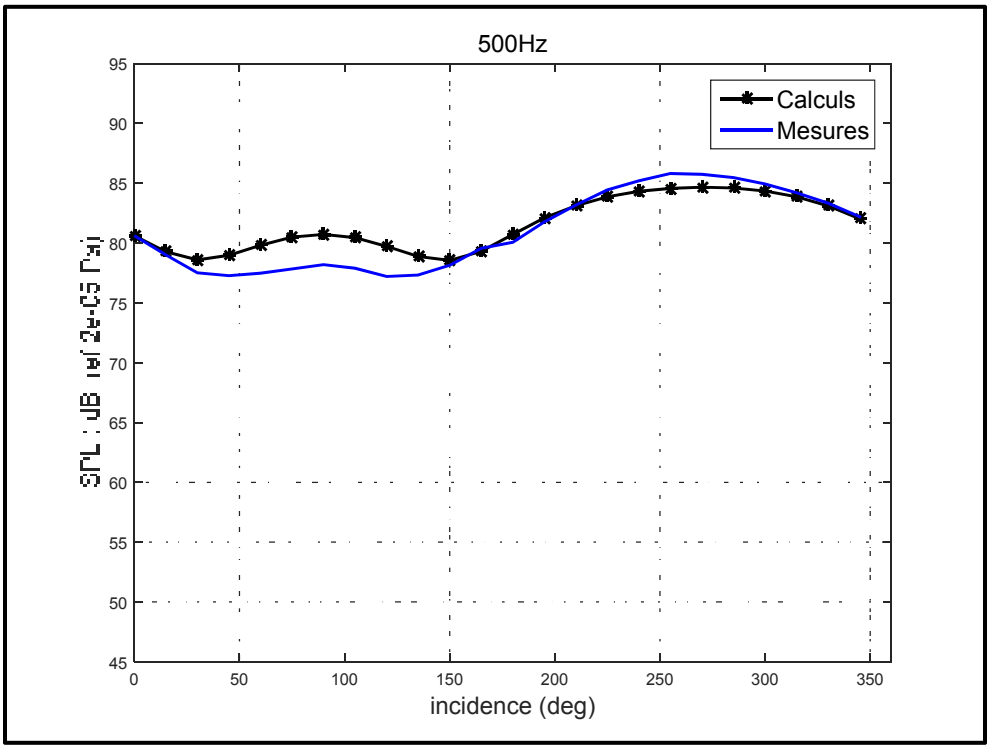


Figure-A II-11 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 500 Hz

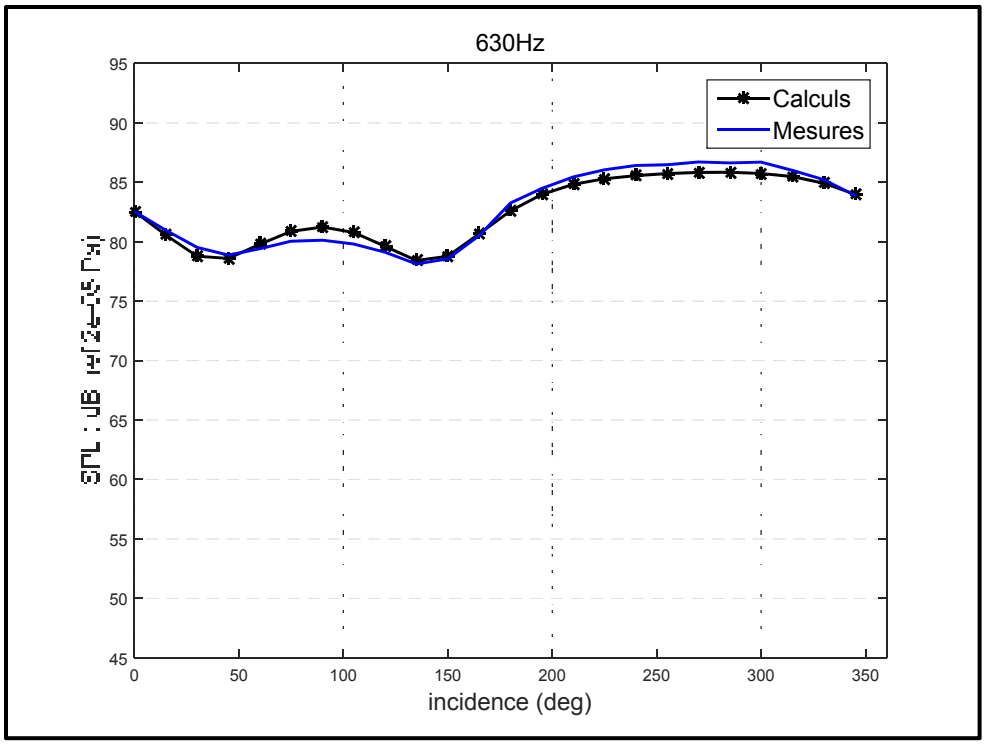


Figure-A II-12 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 630 Hz

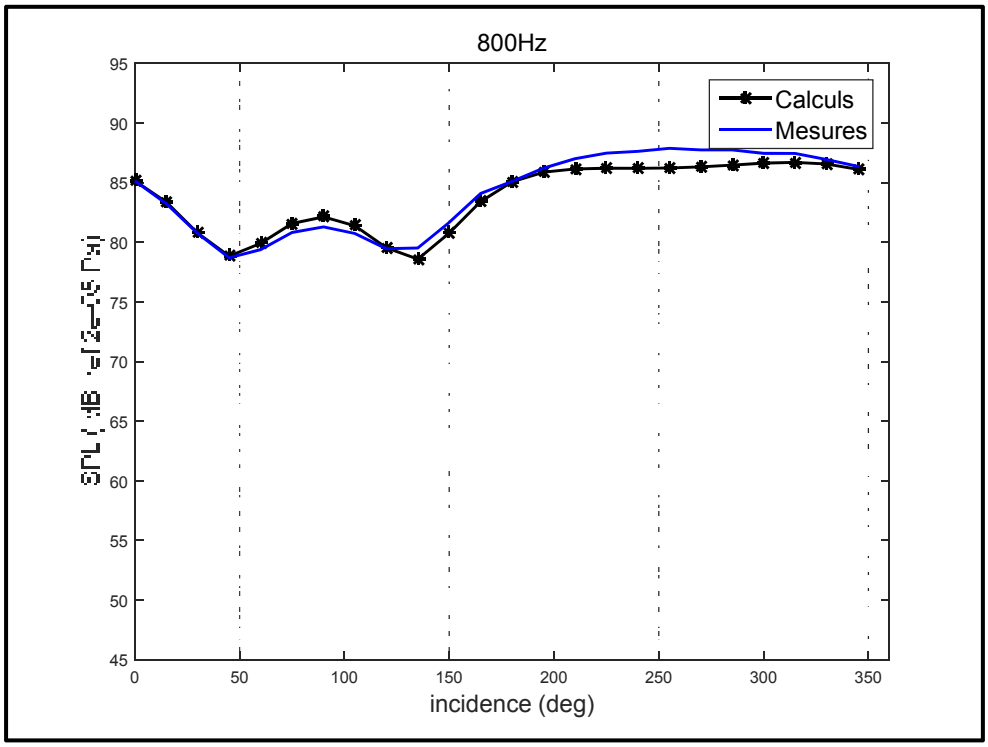


Figure-A II-13 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 800 Hz

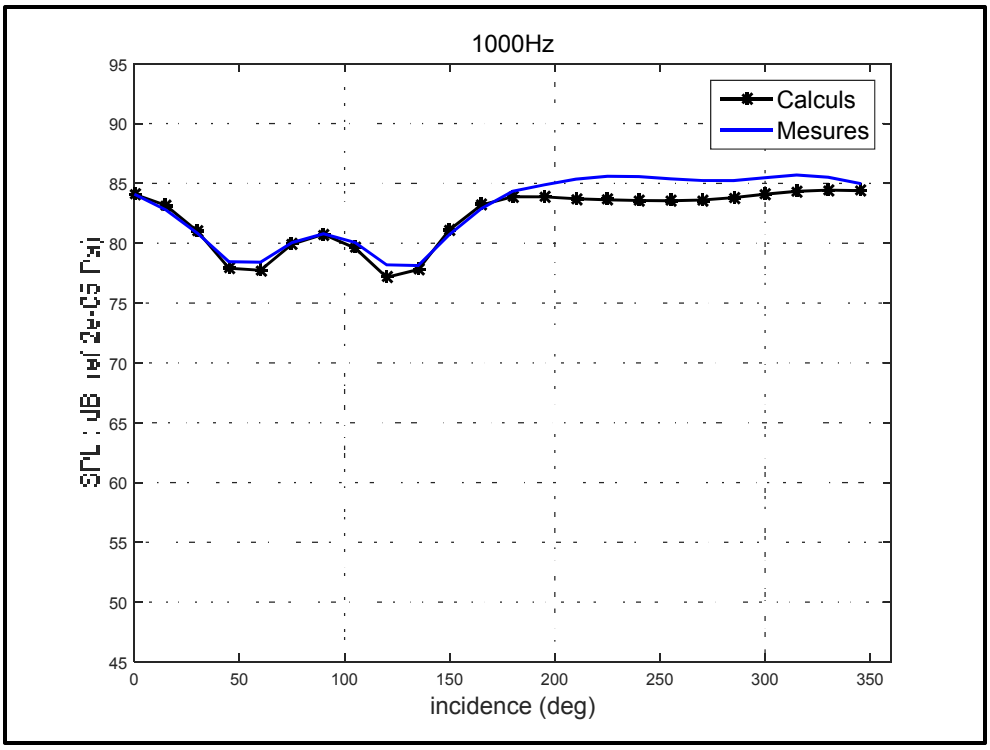


Figure-A II-14 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 1000 Hz

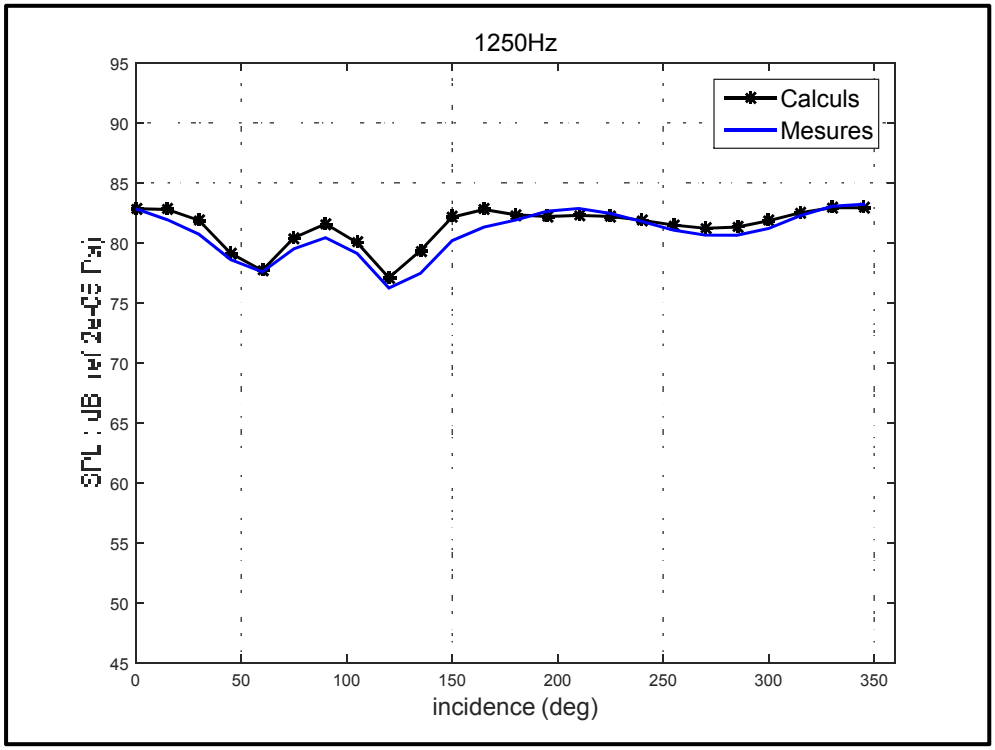


Figure-A II-15 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 1250 Hz

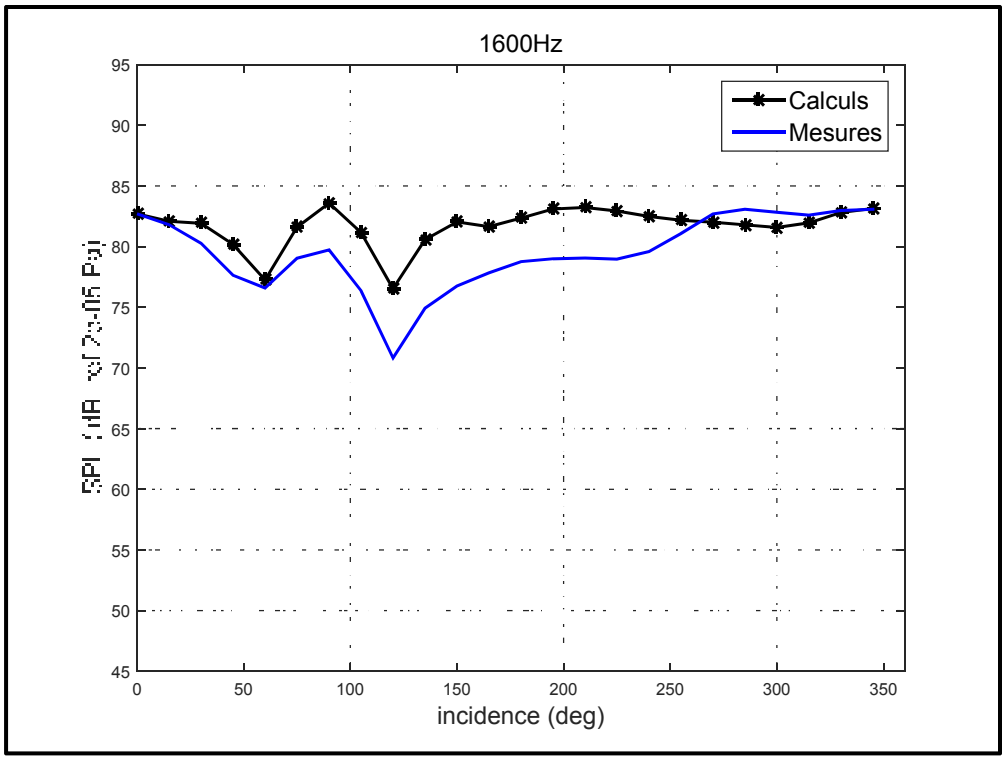


Figure-A II-16 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 1600 Hz

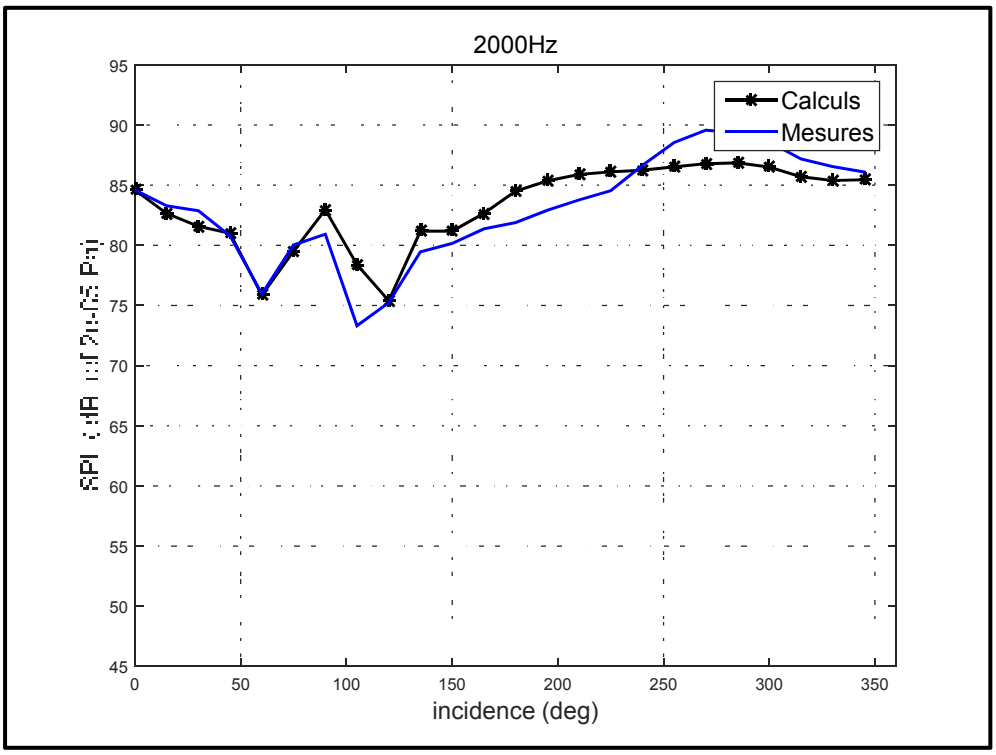


Figure-A II-17 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 2000 Hz

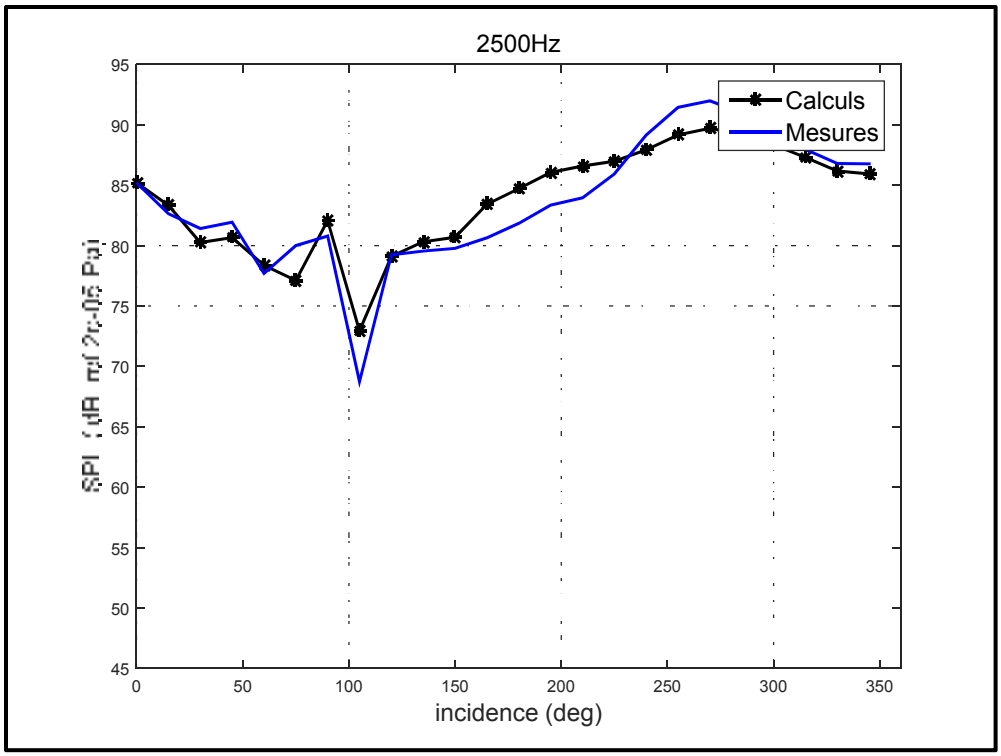


Figure-A II-18 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 2500 Hz

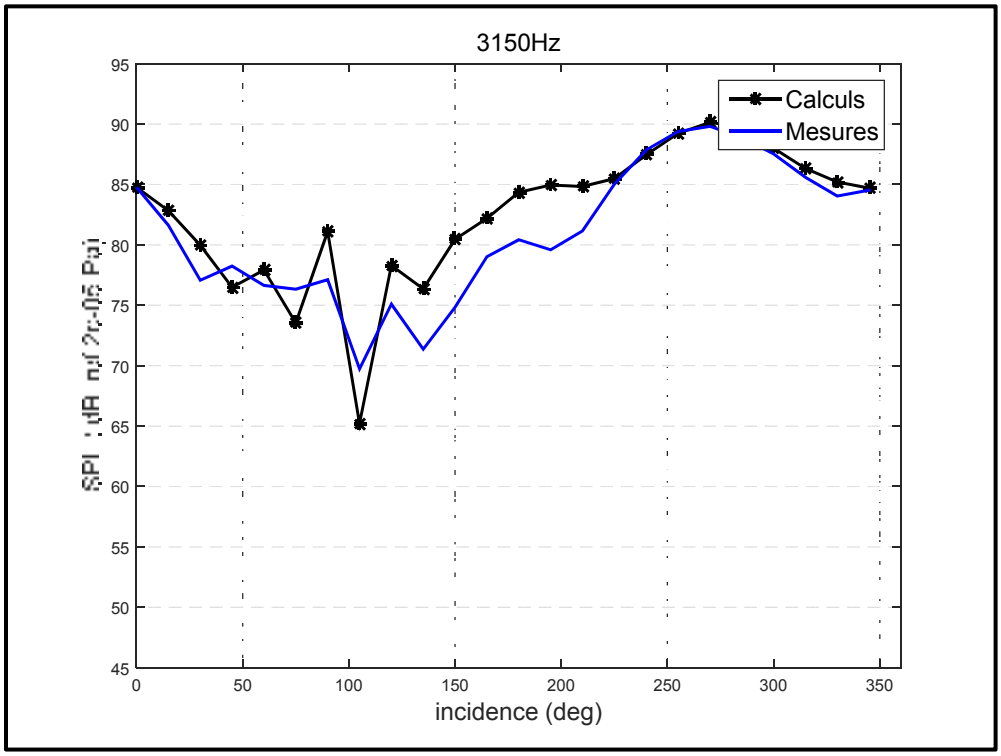


Figure-A II-19 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 3150 Hz

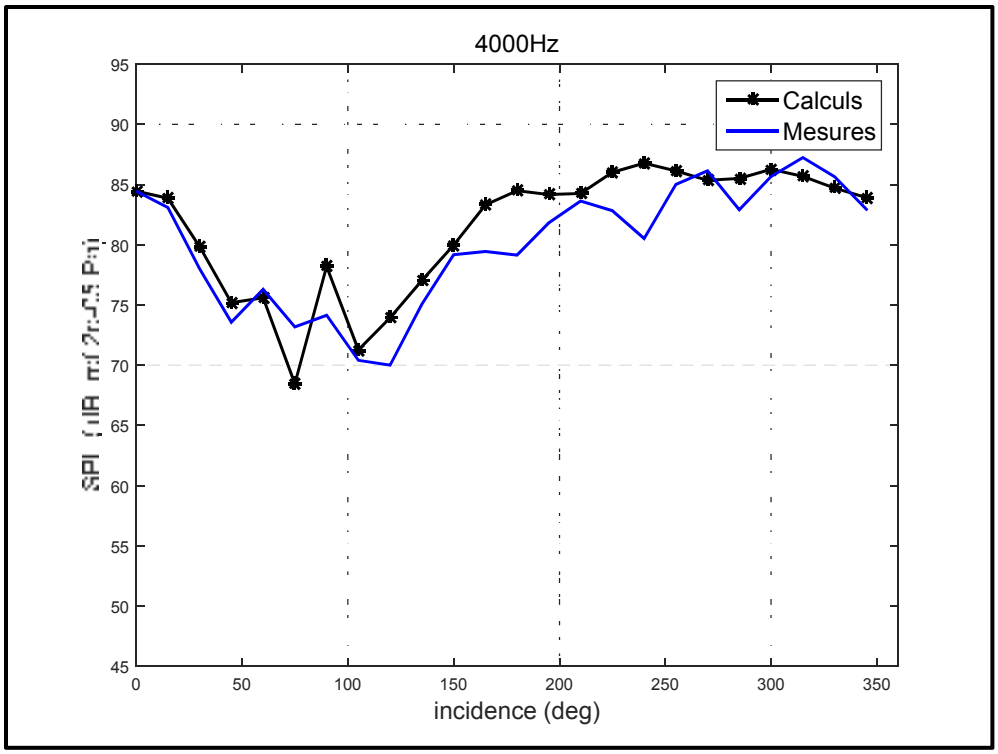


Figure-A II-20 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 4000 Hz

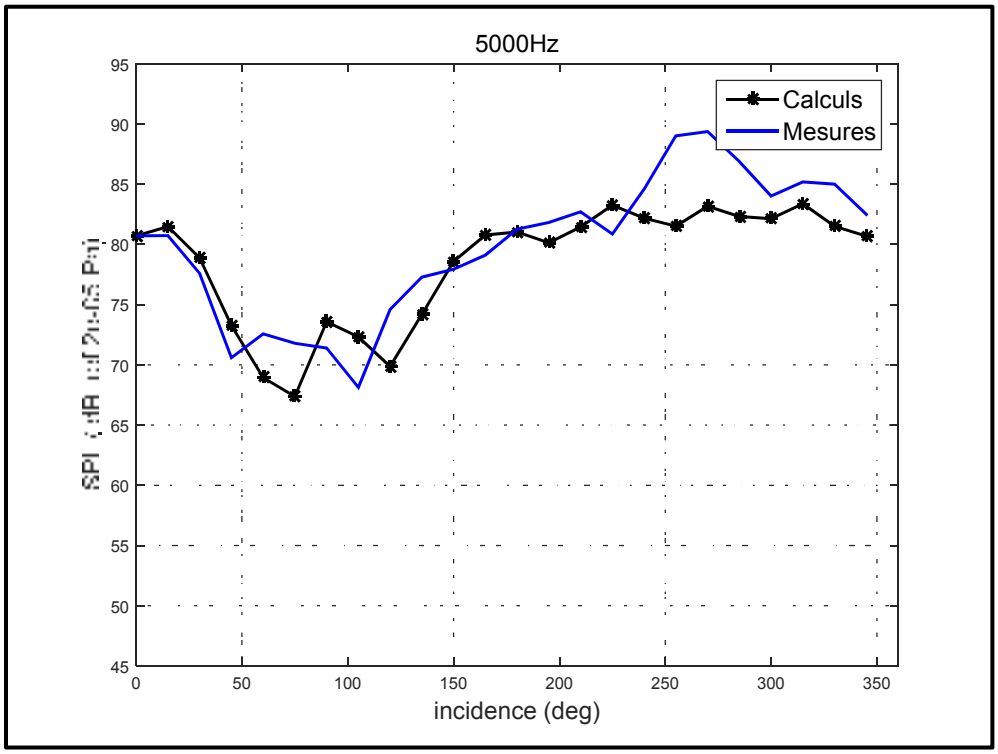


Figure-A II-21 : SPL du micro externe en fonction de l'incidence, 5000 Hz

ANNEXE III

COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE *NR EN FONCTION DE LA FRÉQUENCE**

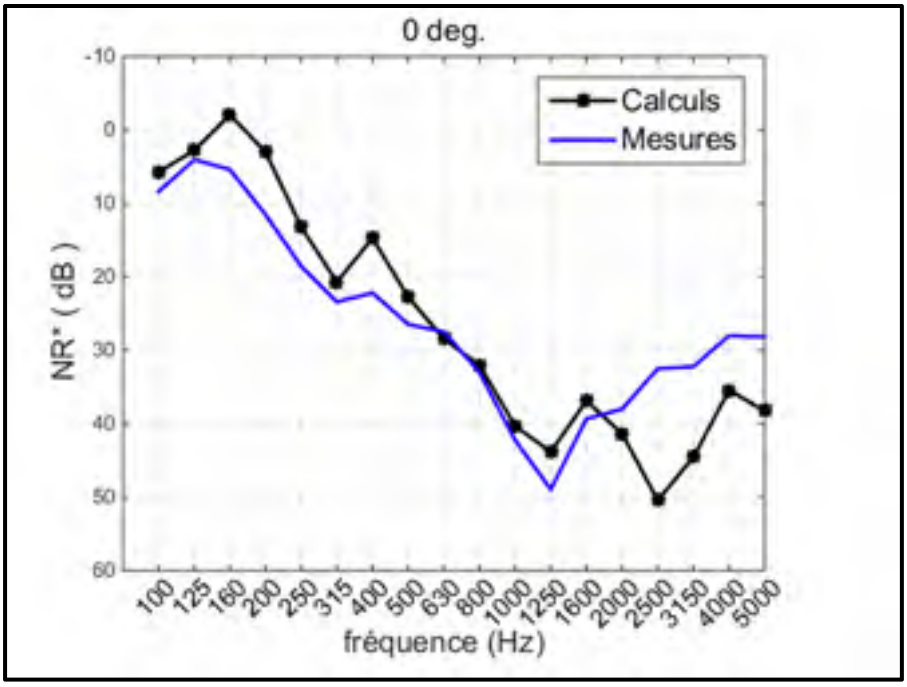


Figure-A III-1 : NR* en fonction de la fréquence, 0 °

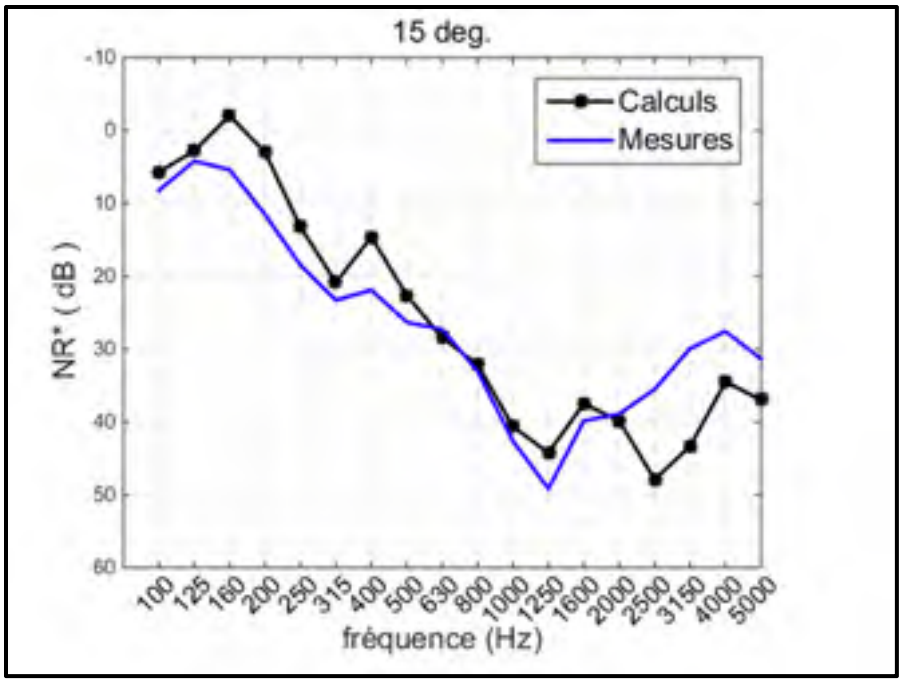


Figure-A III-2 : NR* en fonction de la fréquence, 15 °

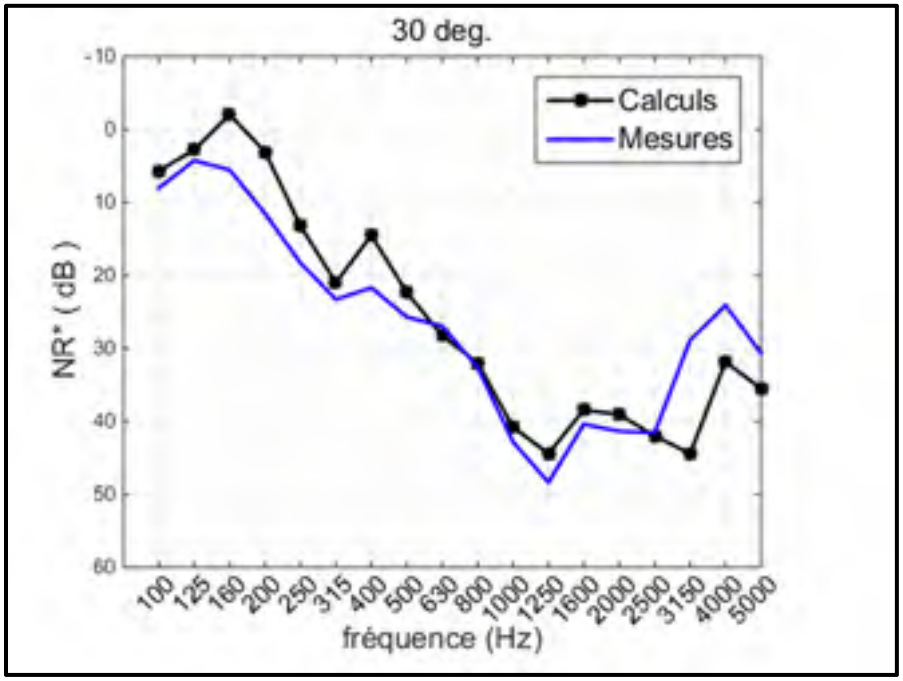


Figure-A III-3 : NR* en fonction de la fréquence, 30 °

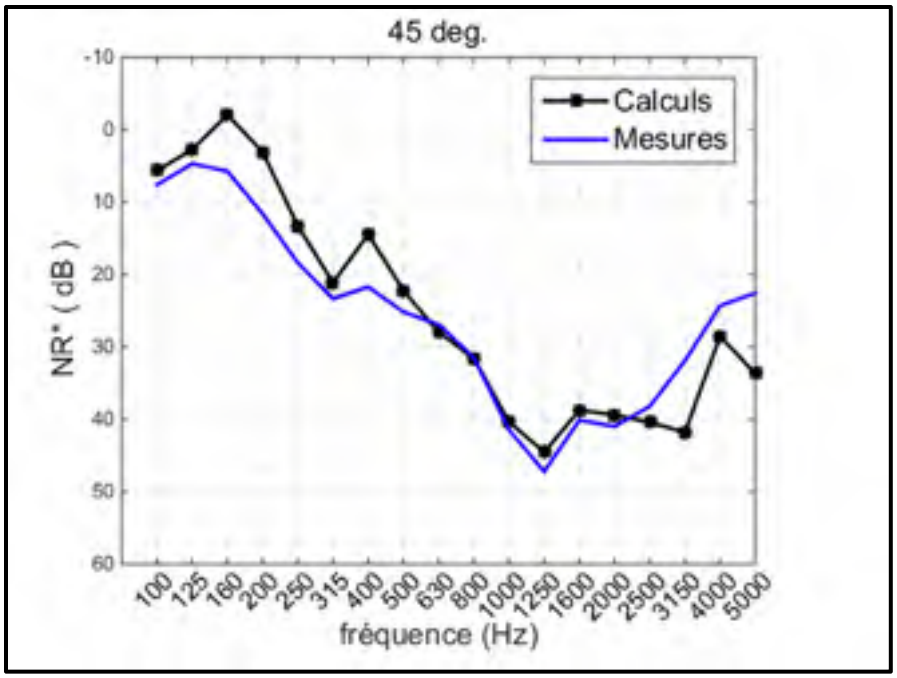


Figure-A III-4 : NR* en fonction de la fréquence, 45 ˚

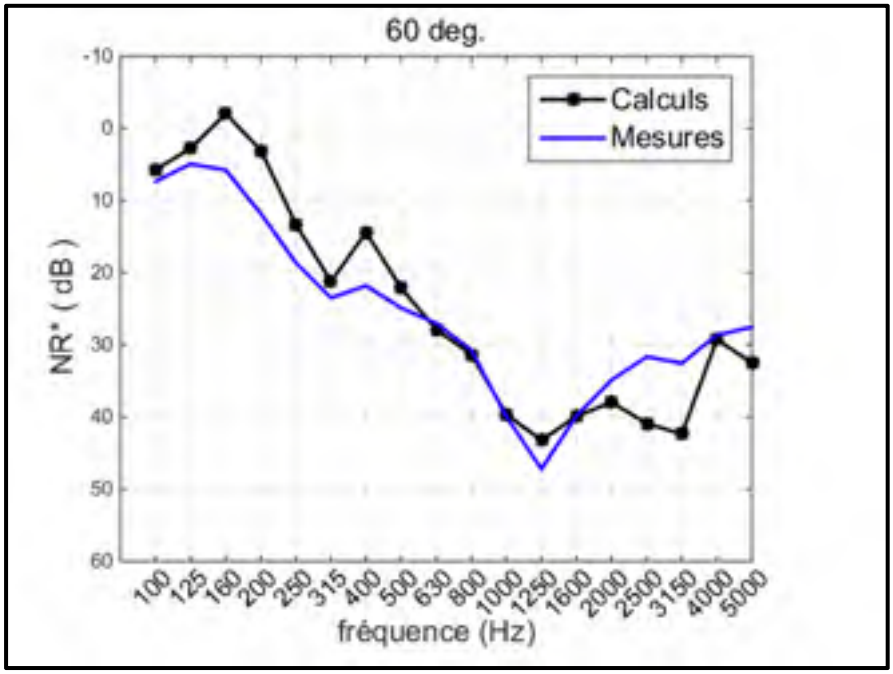


Figure-A III-5 : NR* en fonction de la fréquence, 60 ˚

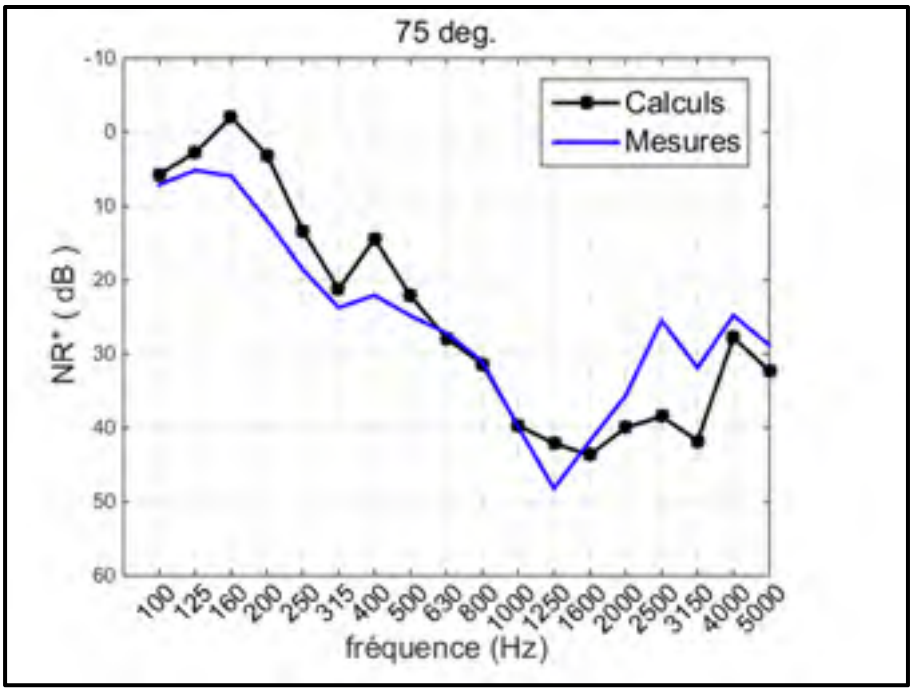


Figure-A III-6 : NR* en fonction de la fréquence, 75 °

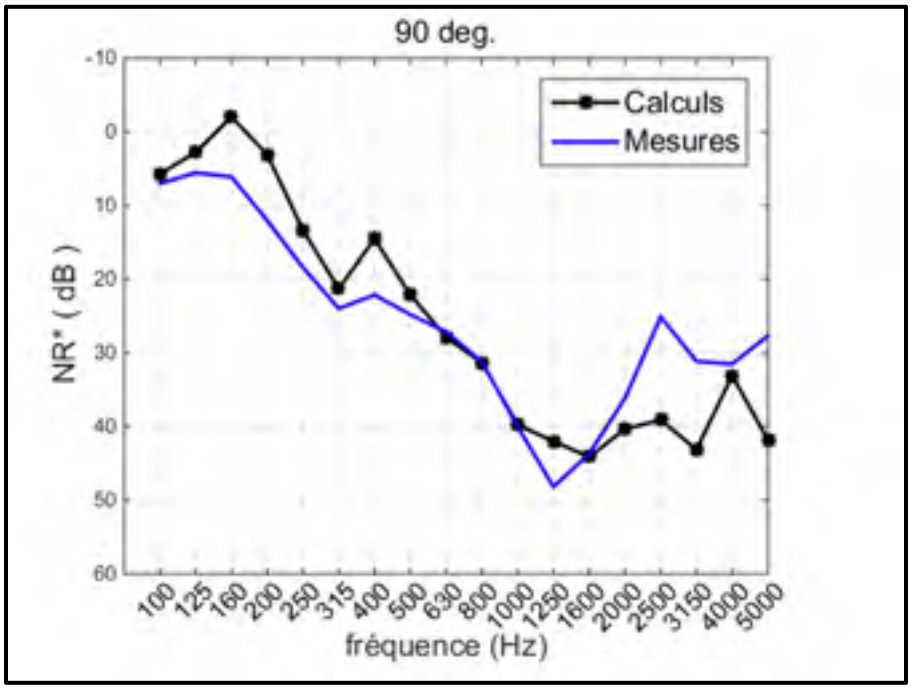


Figure-A III-7 : NR* en fonction de la fréquence, 90 °

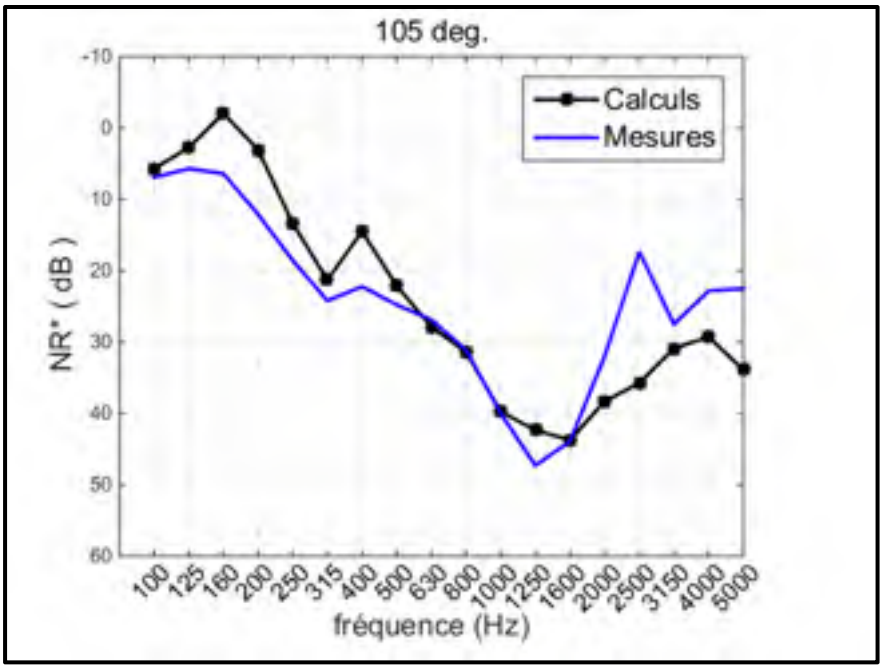


Figure-A III-8 : NR* en fonction de la fréquence, 105 °

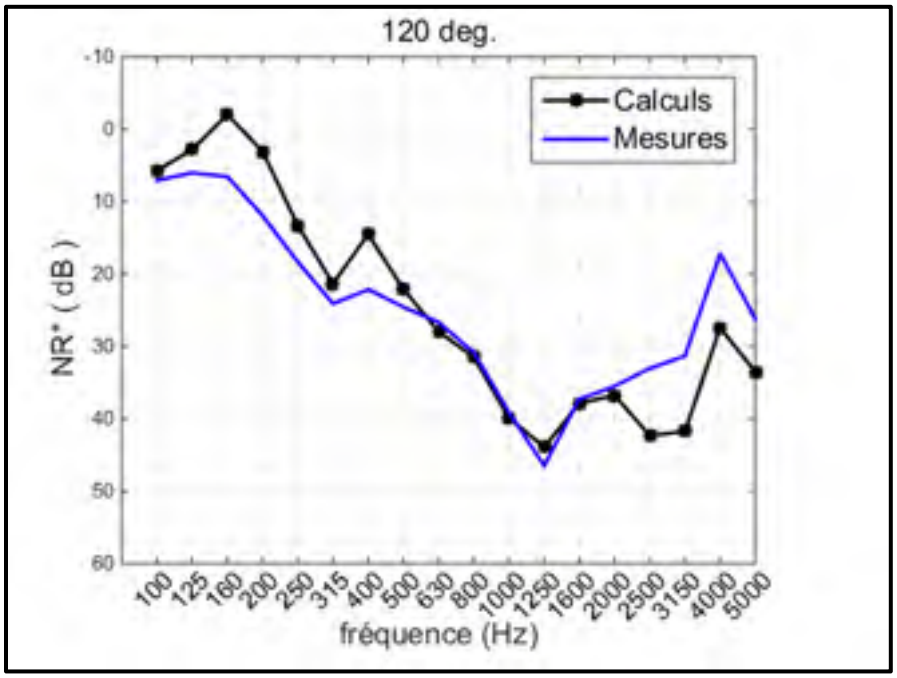


Figure-A III-9 : NR* en fonction de la fréquence, 120 °

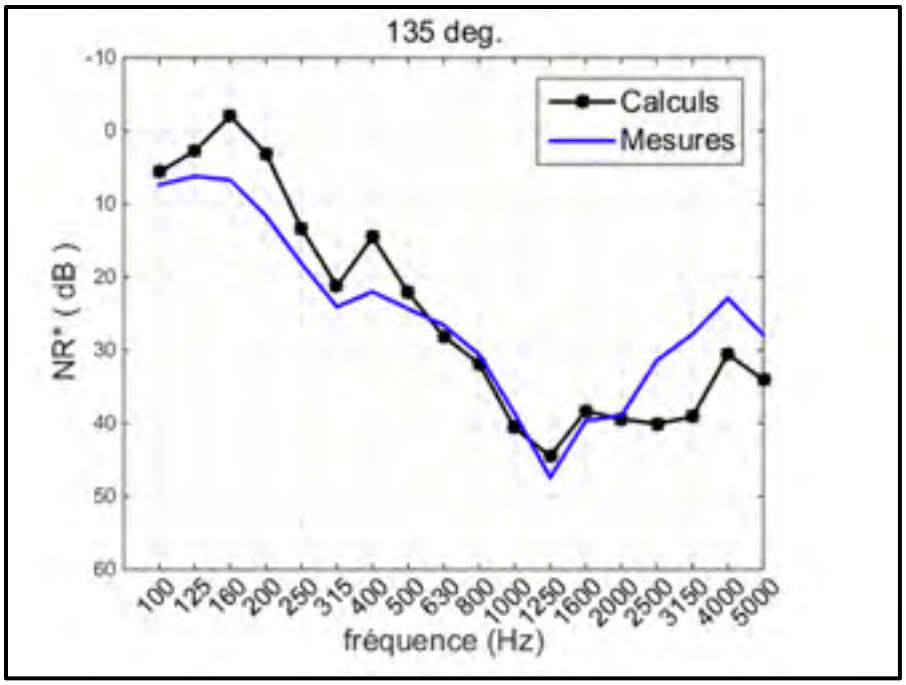


Figure-A III-10 : NR* en fonction de la fréquence, 135 °

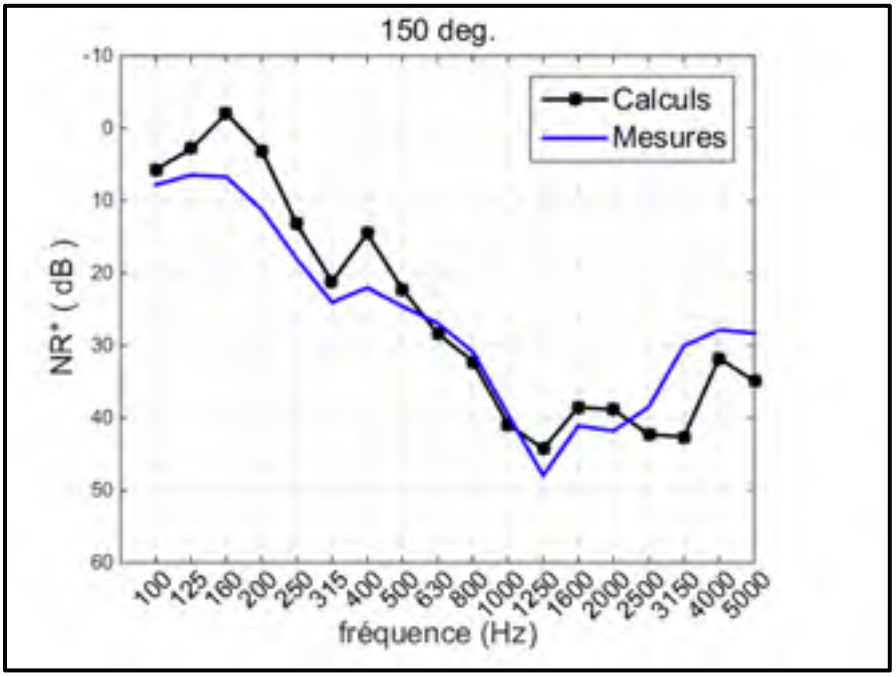


Figure-A III-11 : NR* en fonction de la fréquence, 150 °

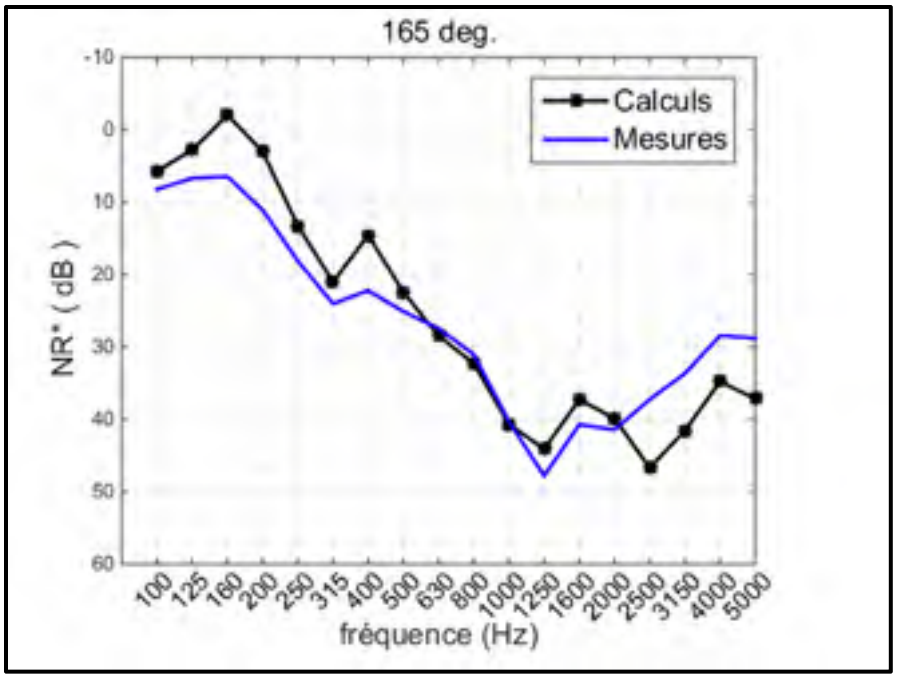


Figure-A III-12 : NR* en fonction de la fréquence, 165 ˚

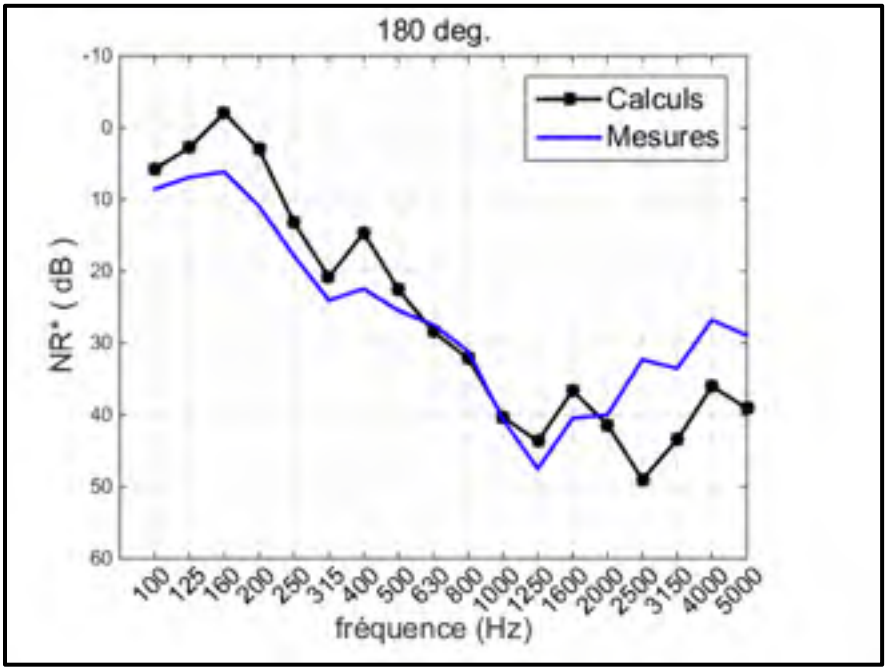


Figure-A III-13 : NR* en fonction de la fréquence, 180 ˚

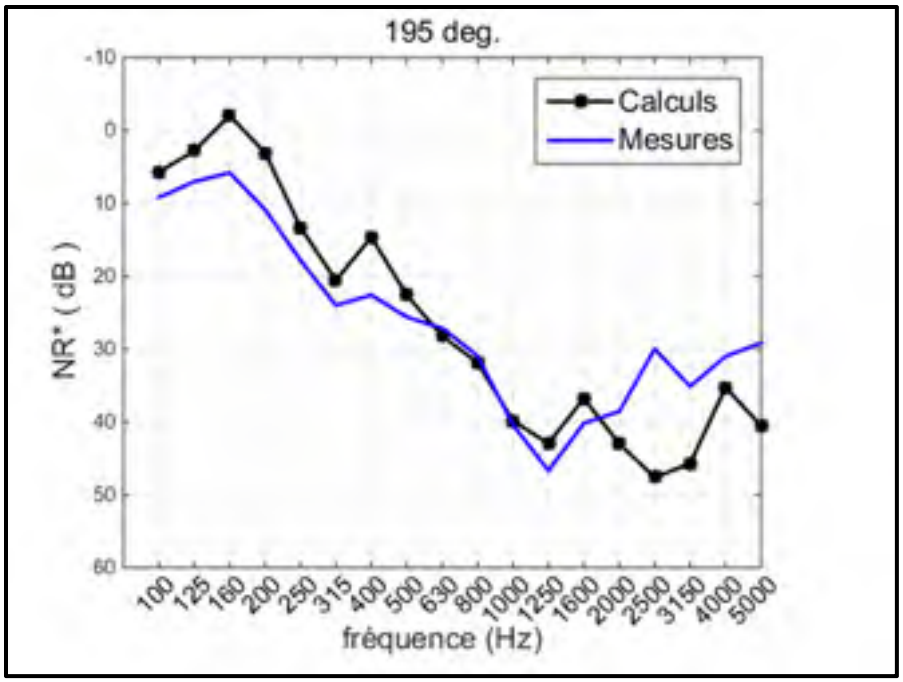


Figure-A III-14 : NR* en fonction de la fréquence, 195 °

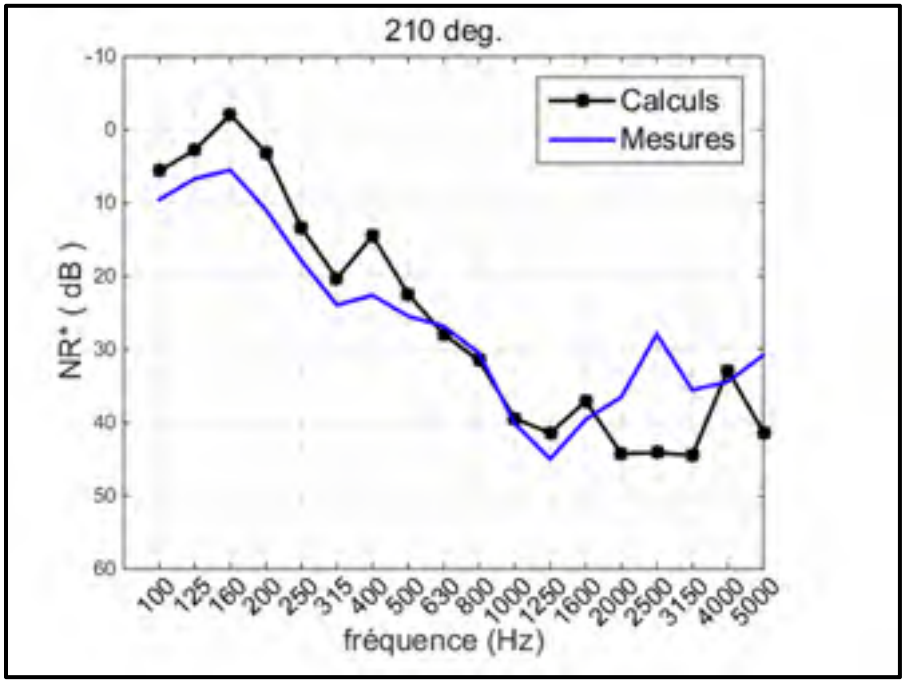


Figure-A III-15 : NR* en fonction de la fréquence, 210 °

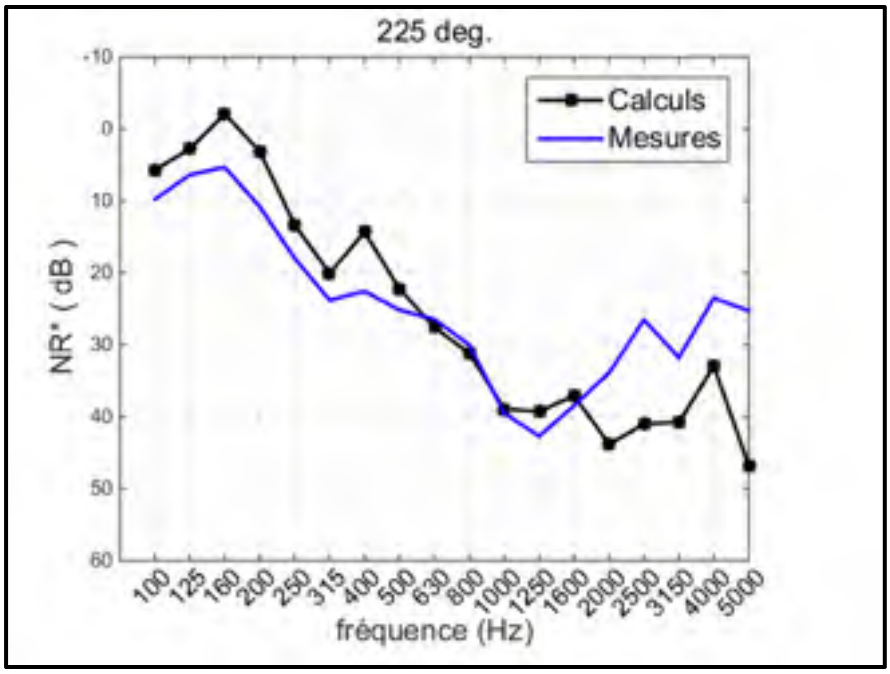


Figure-A III-16 : NR* en fonction de la fréquence, 225 ˚

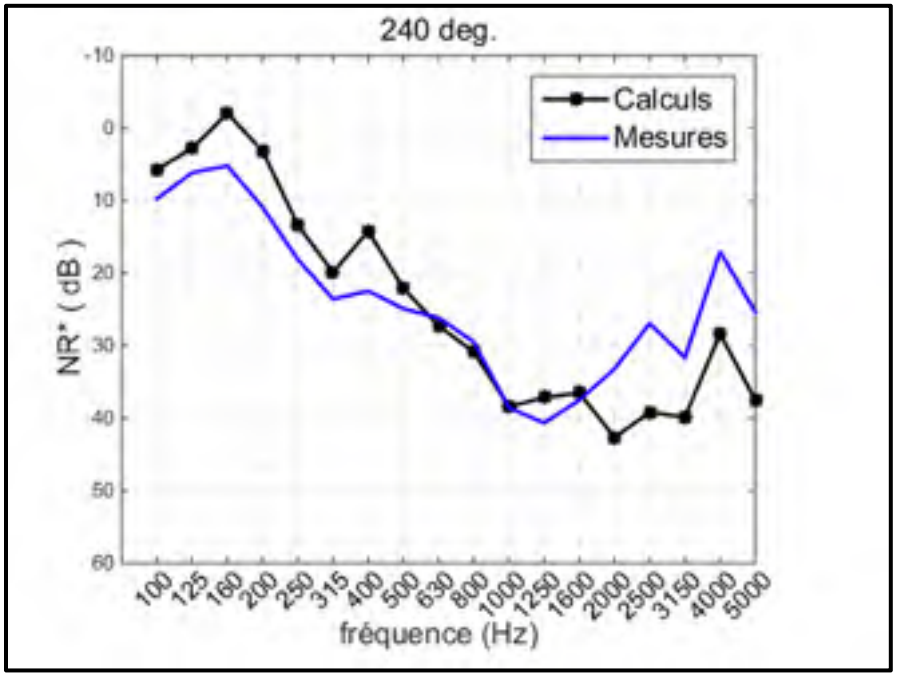


Figure-A III-17 : NR* en fonction de la fréquence, 240 ˚

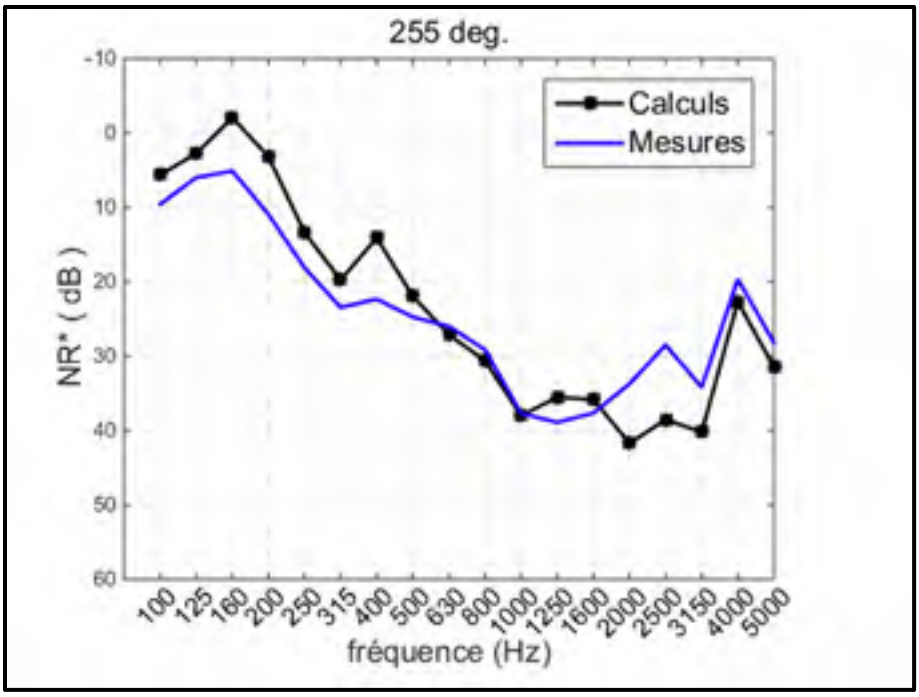


Figure-A III-18 : NR* en fonction de la fréquence, 255 °

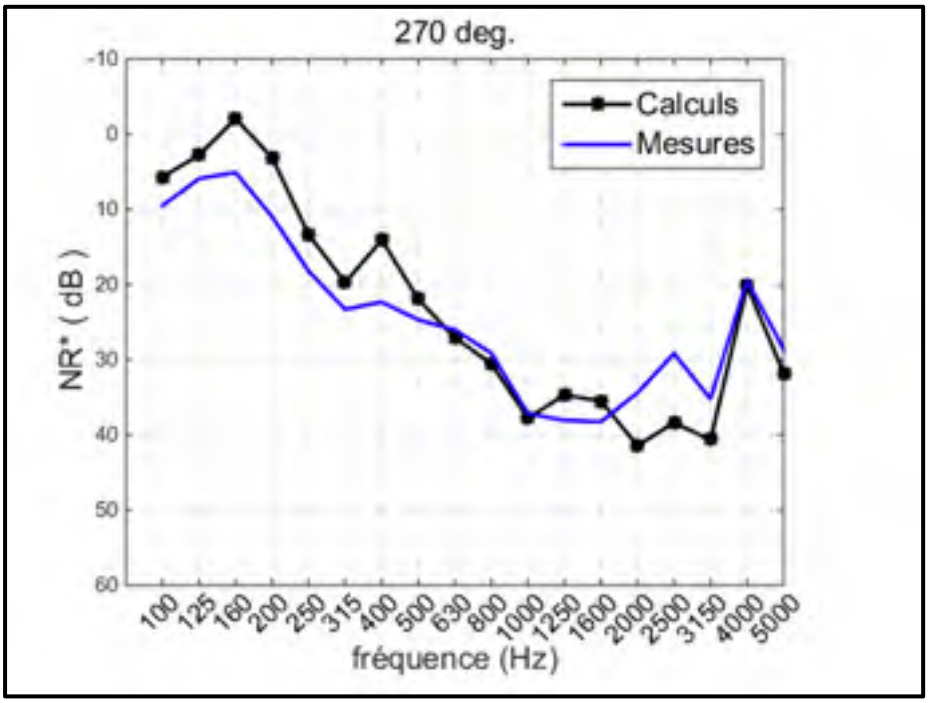


Figure-A III-19 : NR* en fonction de la fréquence, 270 °

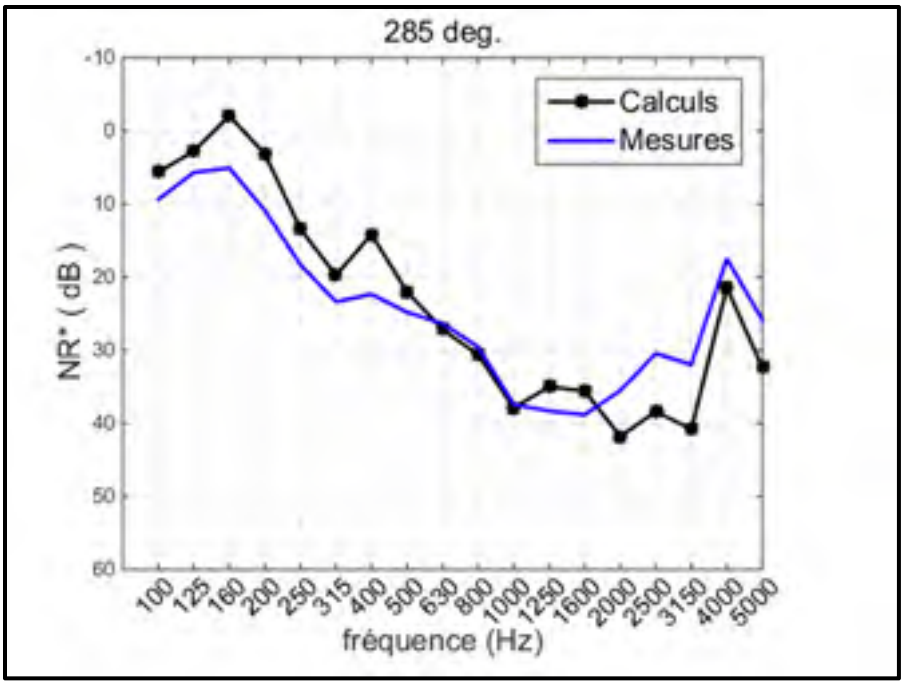


Figure-A III-20 : NR* en fonction de la fréquence, 285 ˚

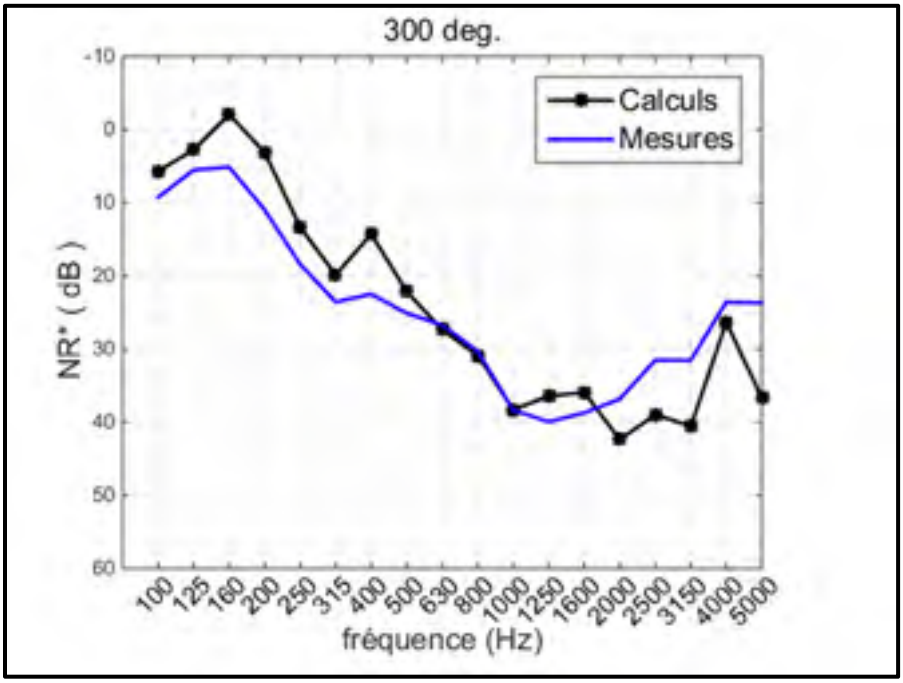


Figure-A III-21 : NR* en fonction de la fréquence, 300 ˚

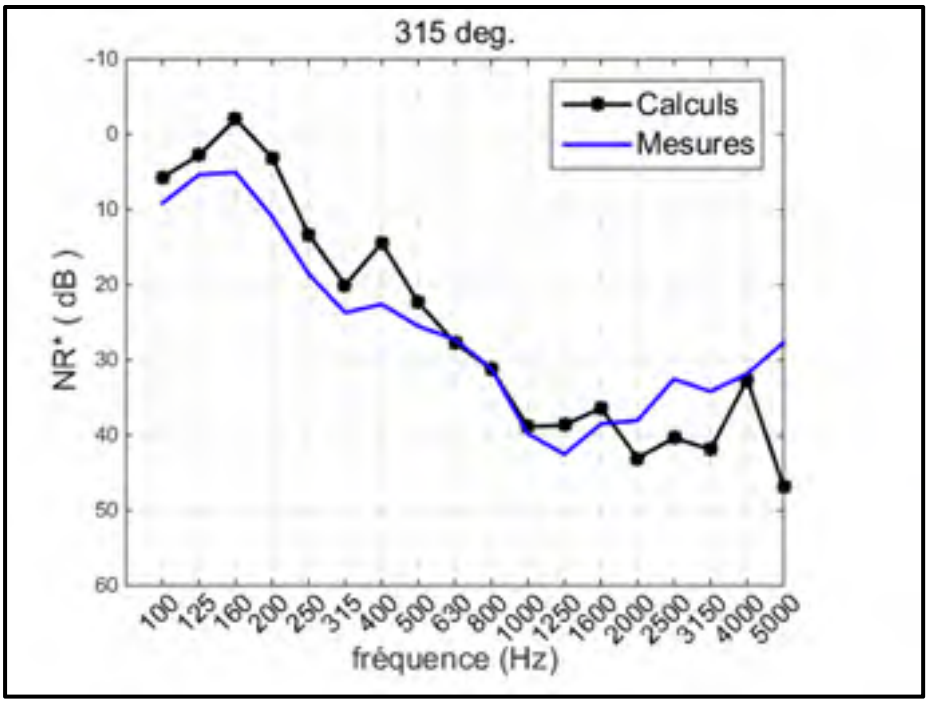


Figure-A III-22 : NR* en fonction de la fréquence, 315 °

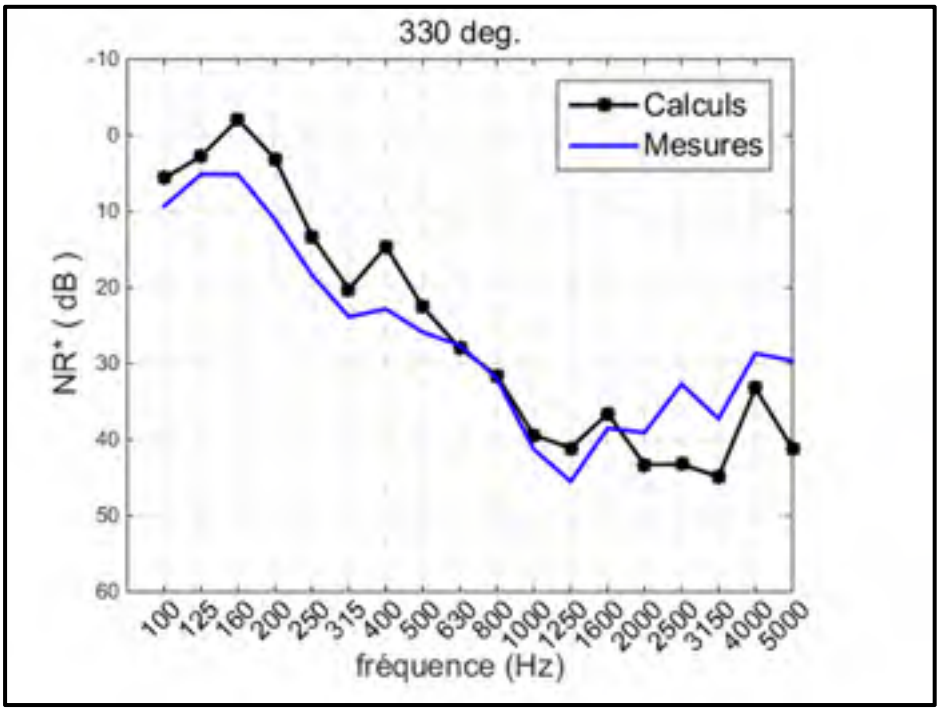


Figure-A III-23 : NR* en fonction de la fréquence, 330 °

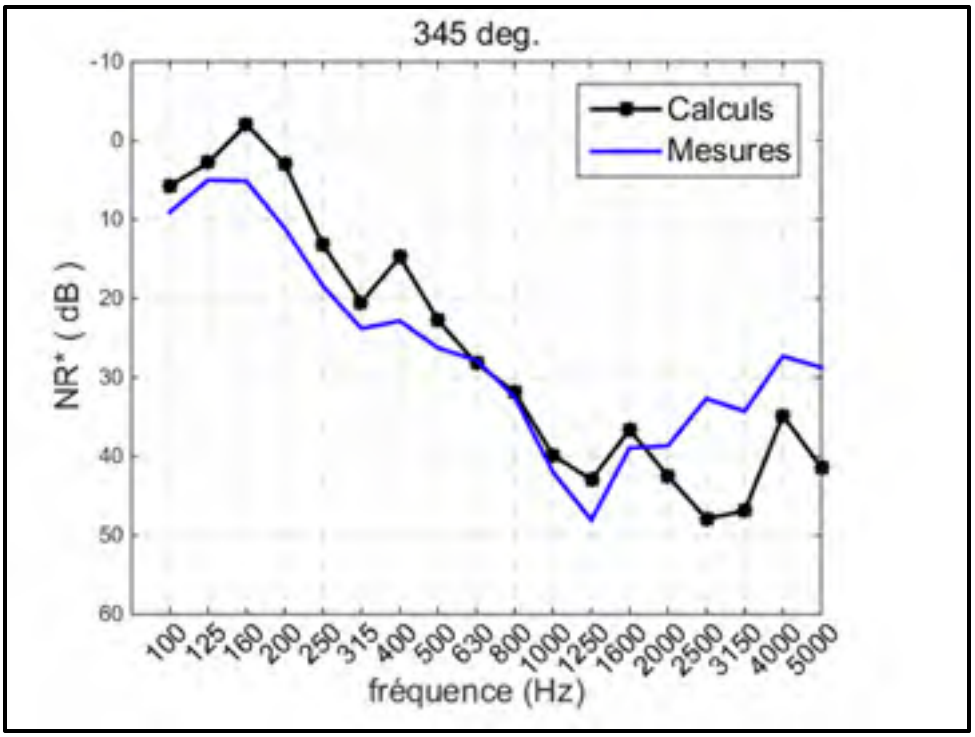


Figure-A III-24 : NR* en fonction de la fréquence, 345 °

ANNEXE IV

COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE *NR EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE**

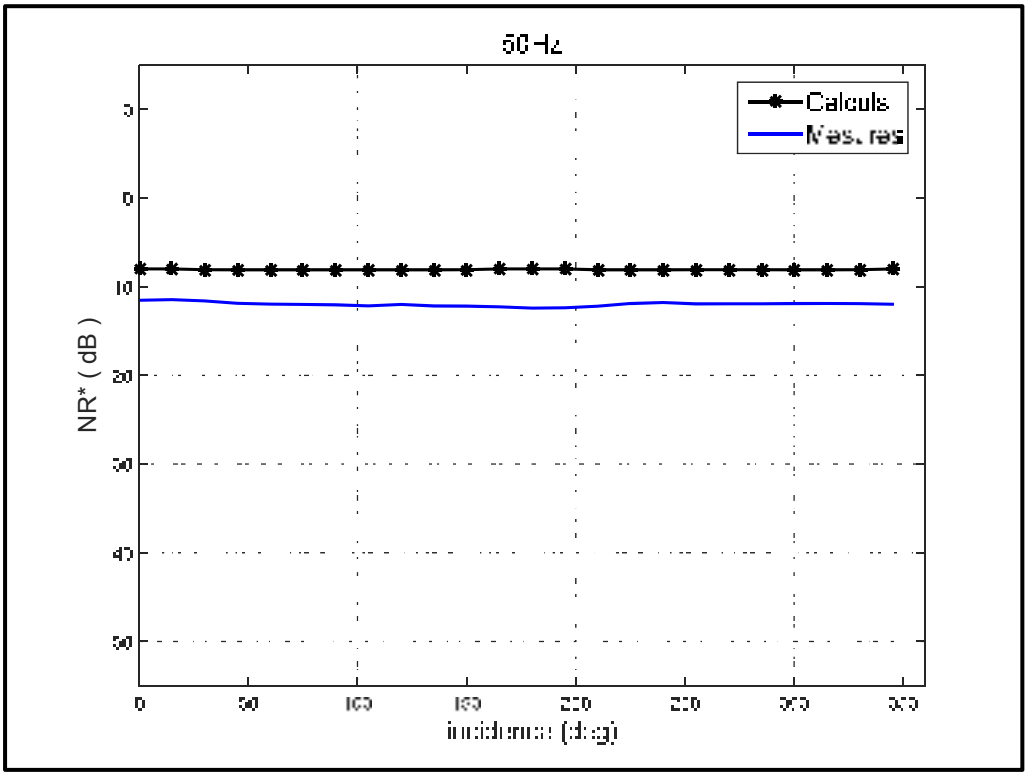


Figure-A IV-1 : NR* en fonction de l'incidence, 0 Hz

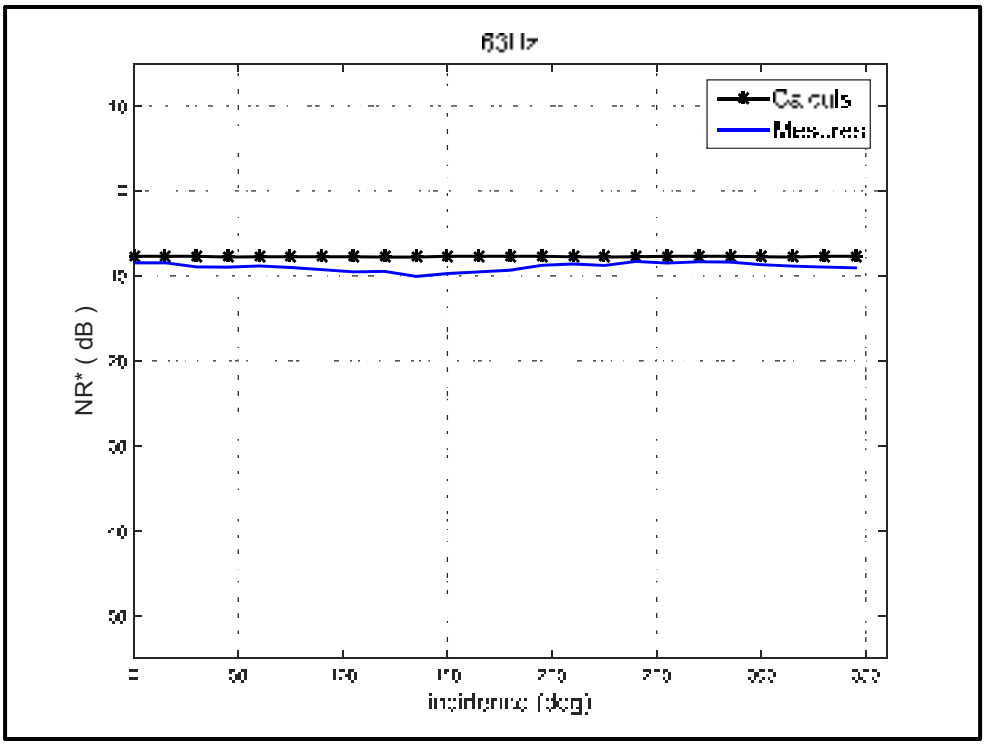


Figure-A IV-2 : NR* en fonction de l'incidence, 63 Hz

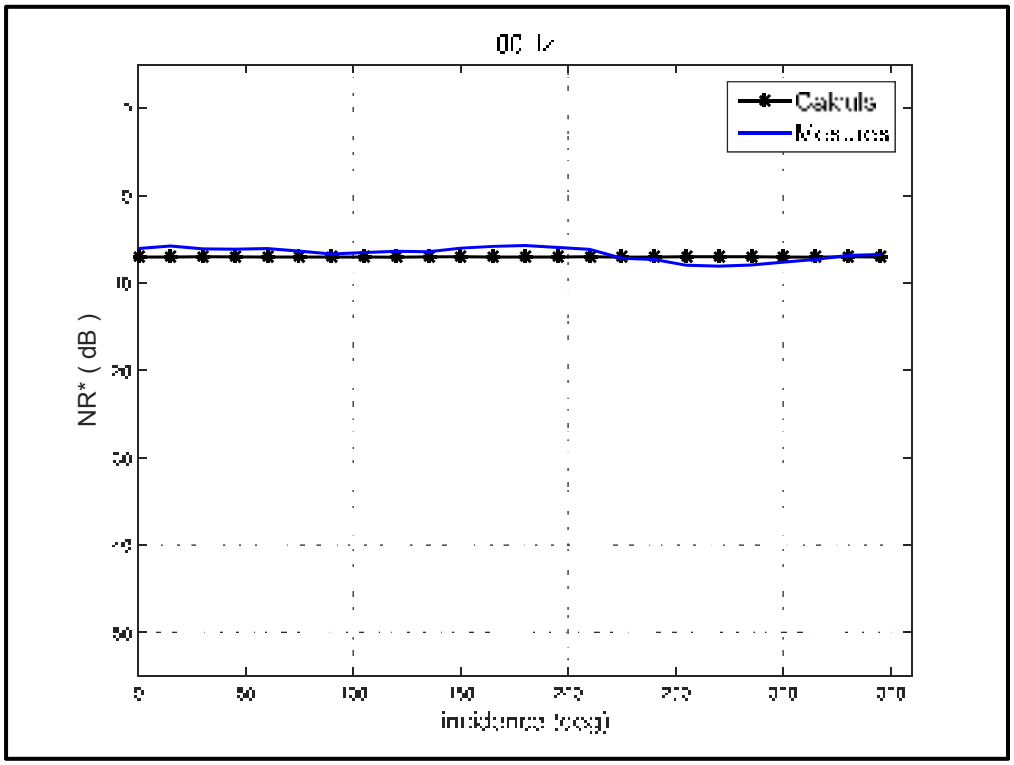


Figure-A IV-3 : NR* en fonction de l'incidence, 80 Hz

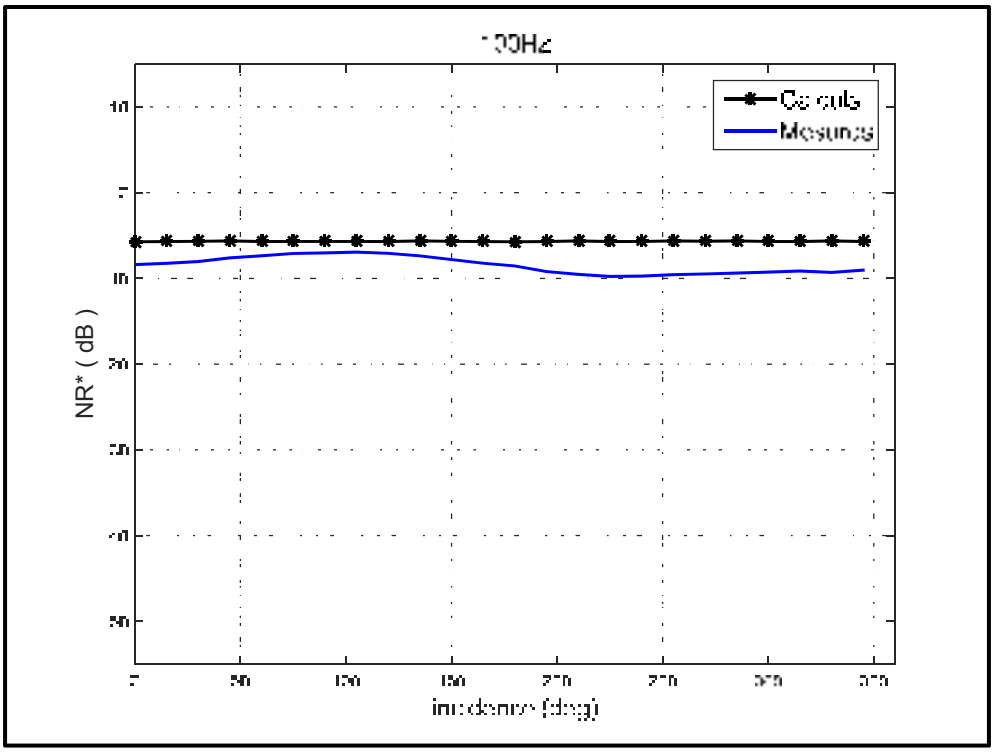


Figure-A IV-4 : NR* en fonction de l'incidence, 100 Hz

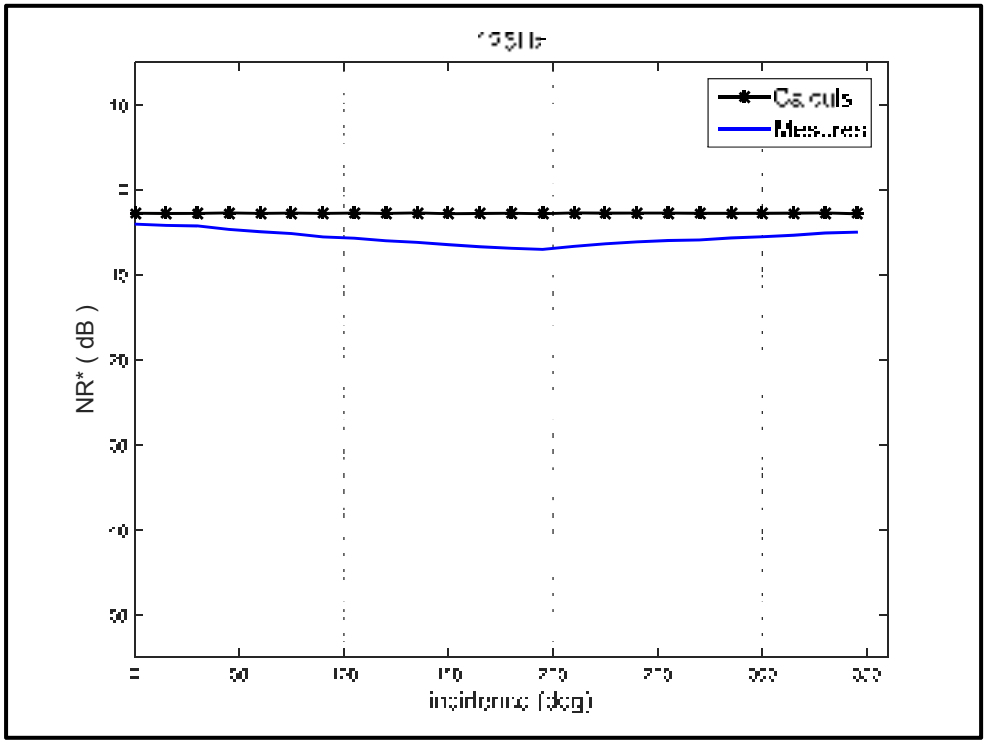


Figure-A IV-5 : NR* en fonction de l'incidence, 125 Hz

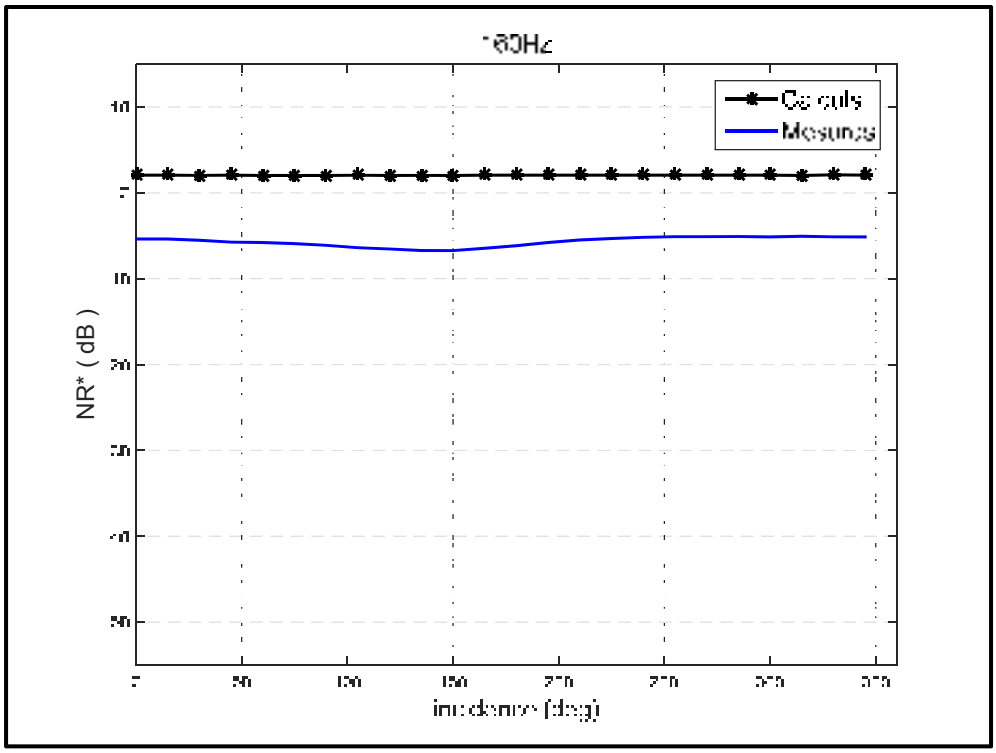


Figure-A IV-6 : NR* en fonction de l'incidence, 160 Hz

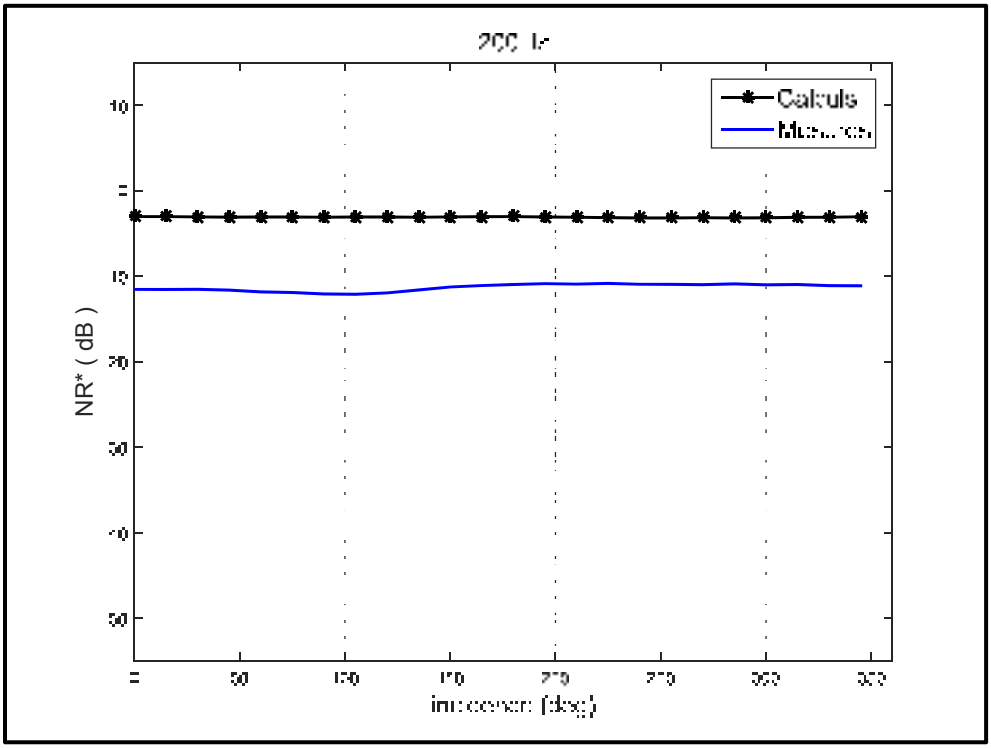


Figure-A IV-7 : NR* en fonction de l'incidence, 200 Hz

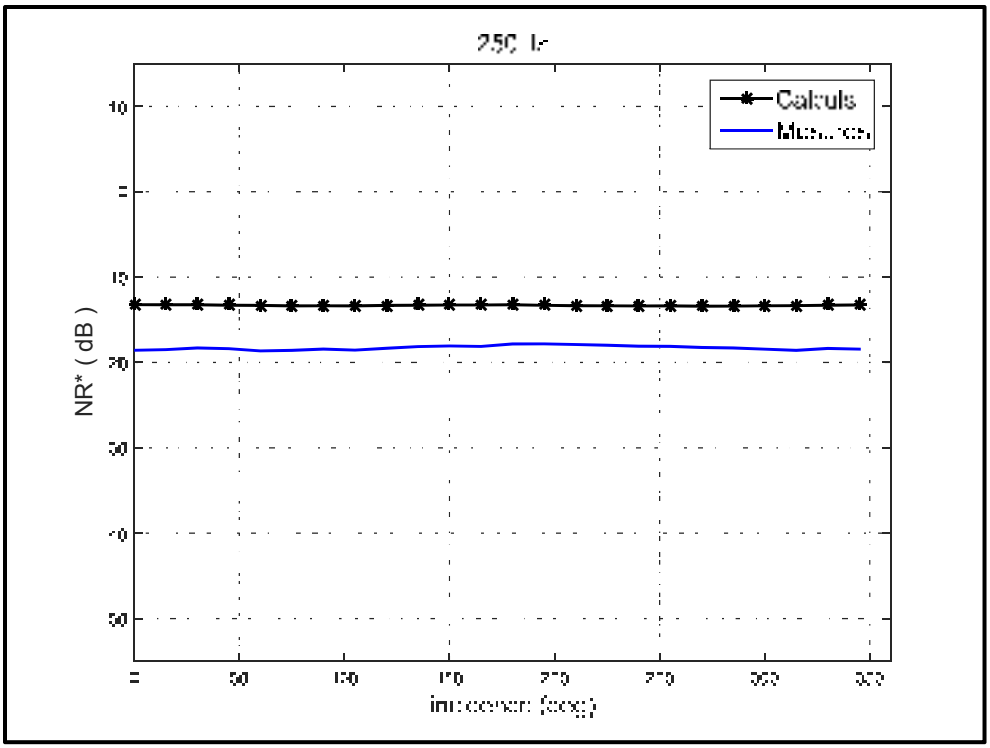


Figure-A IV-8 : NR* en fonction de l'incidence, 250 Hz

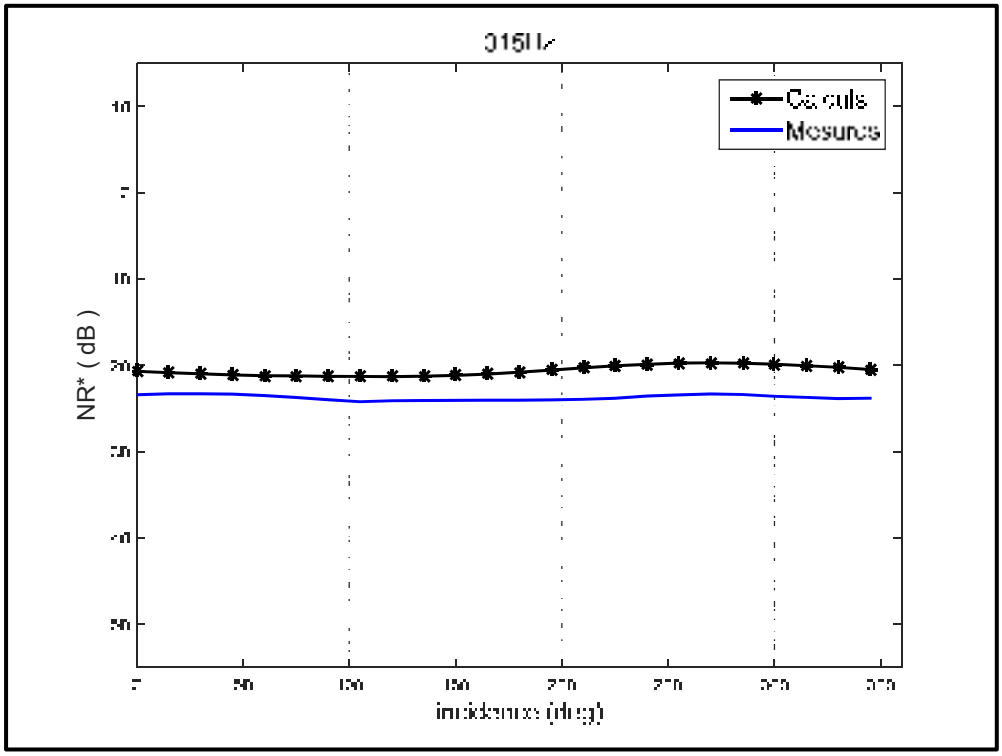


Figure-A IV-9 : NR* en fonction de l'incidence, 315 Hz

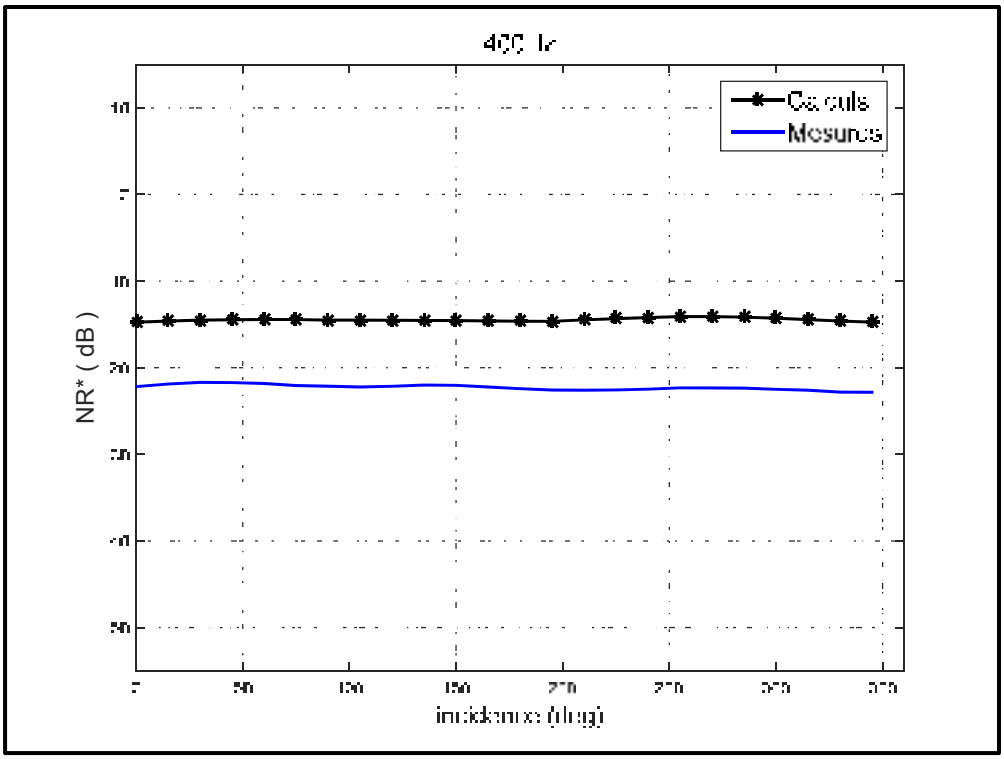


Figure-A IV-10 : NR* en fonction de l'incidence, 400 Hz

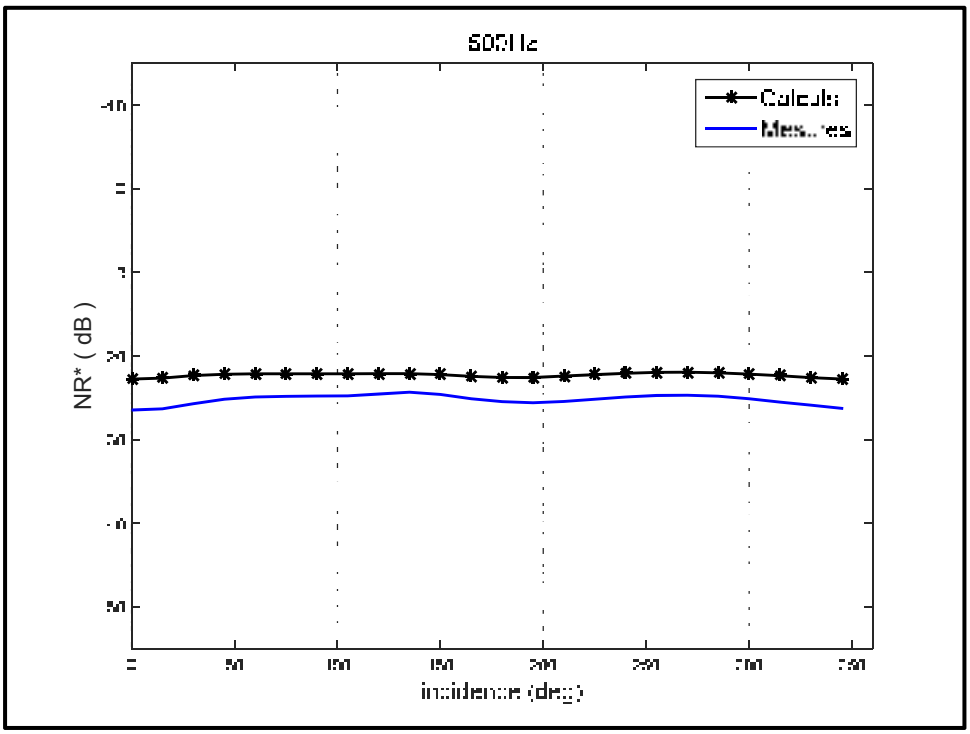


Figure-A IV-11 : NR* en fonction de l'incidence, 500 Hz

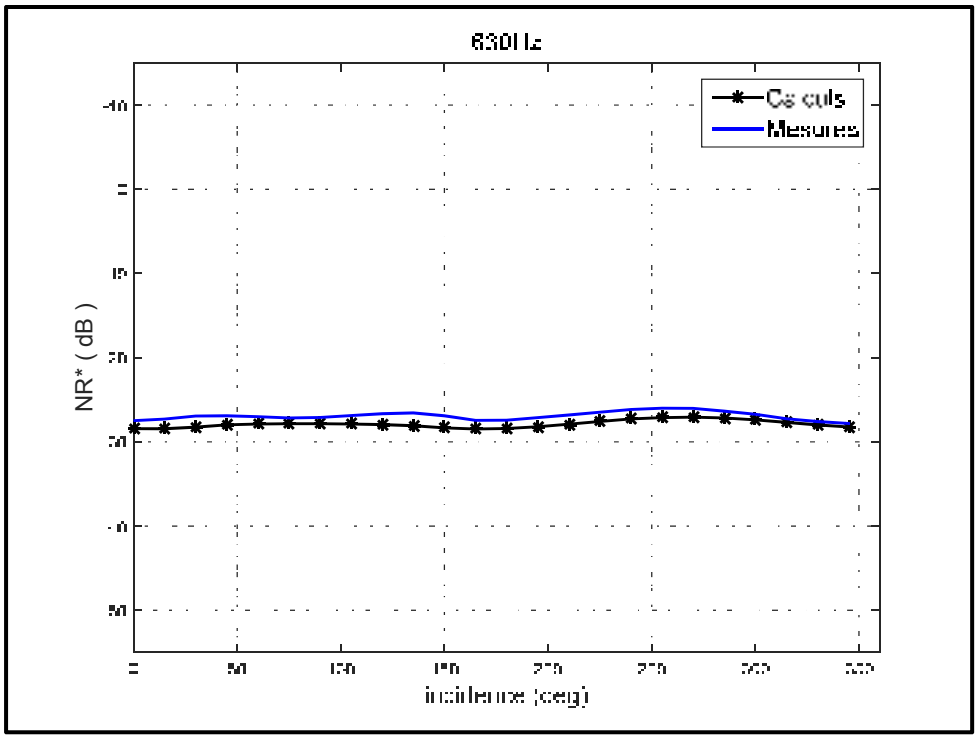


Figure-A IV-12 : NR* en fonction de l'incidence, 630 Hz

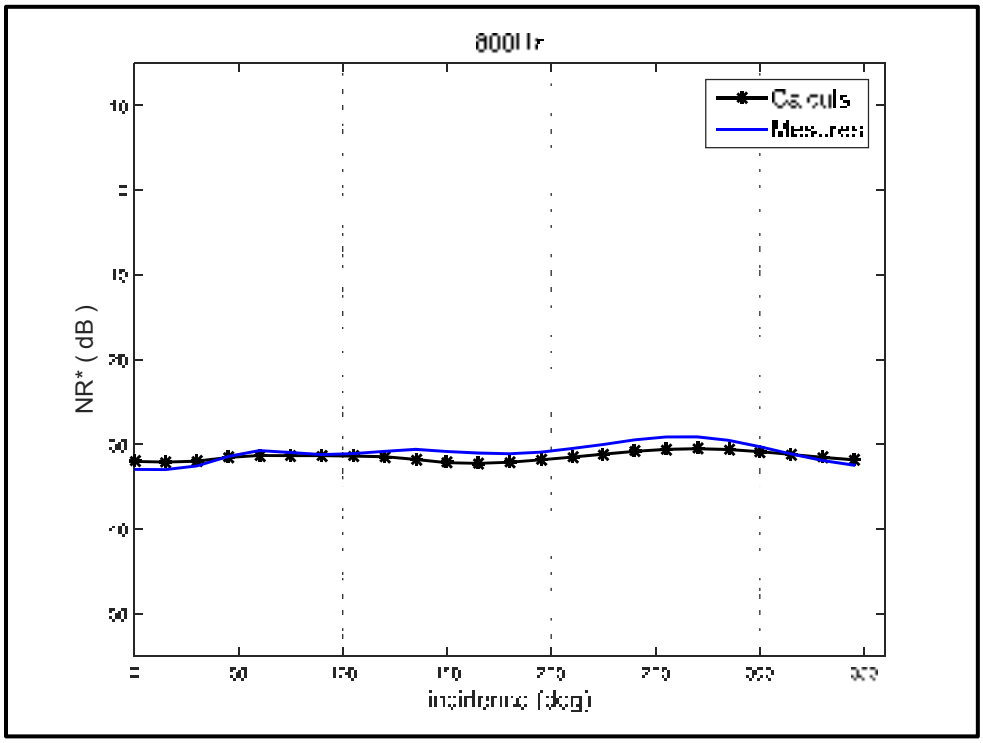


Figure-A IV-13 : NR* en fonction de l'incidence, 800 Hz

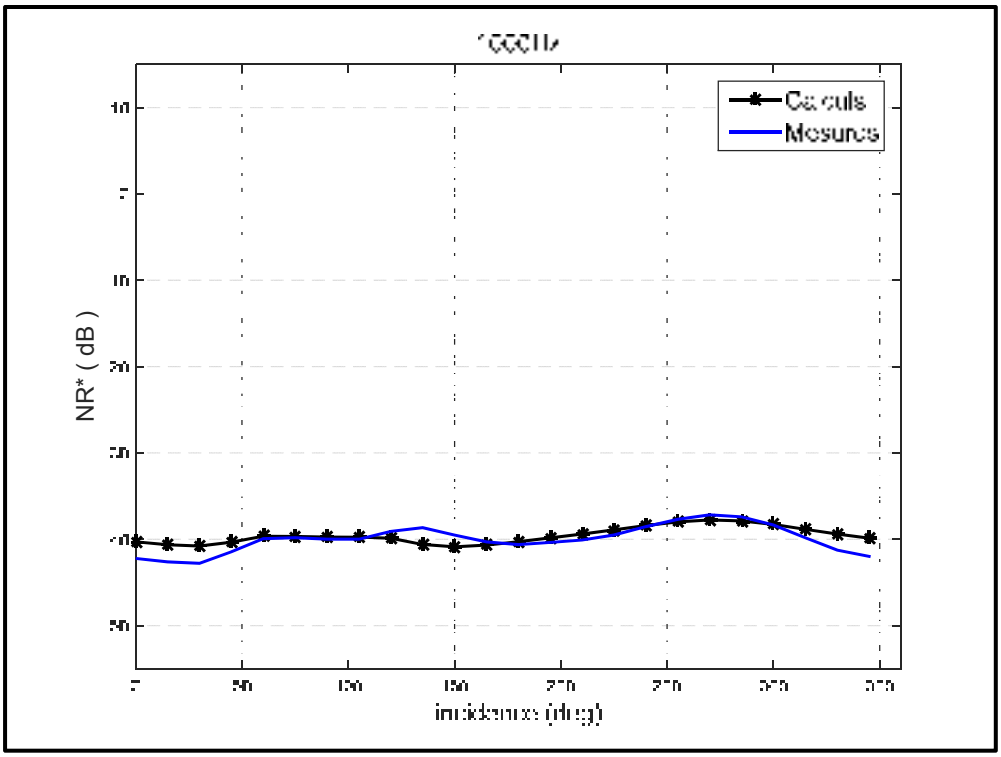


Figure-A IV-14 : NR* en fonction de l'incidence, 1000 Hz

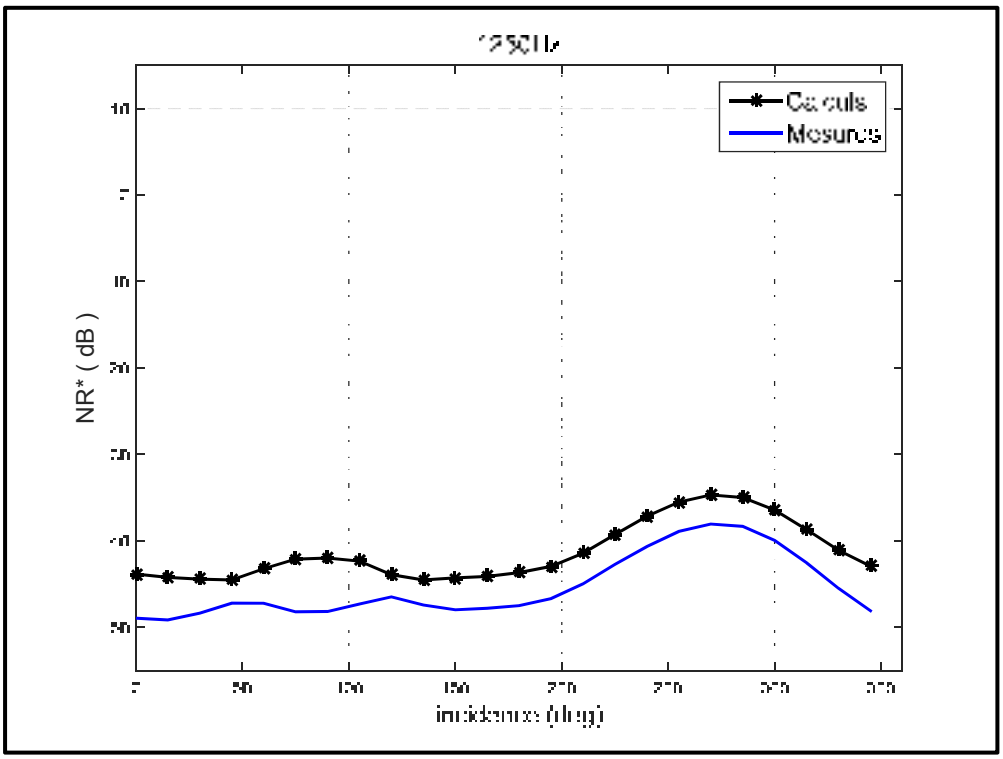


Figure-A IV-15 : NR* en fonction de l'incidence, 1250 Hz

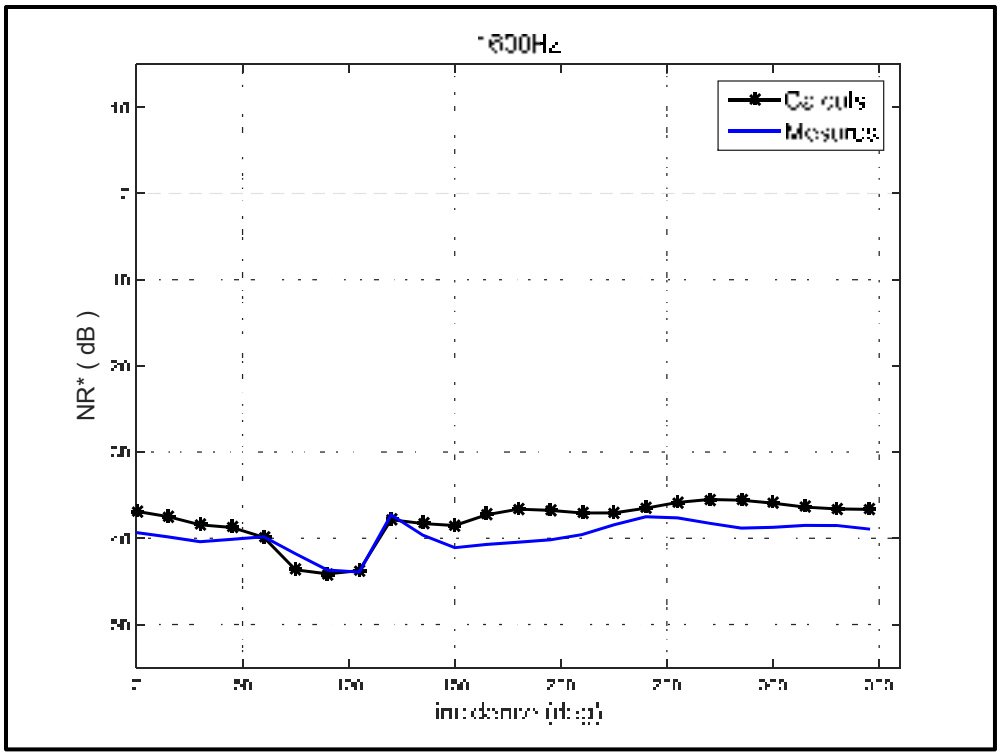


Figure-A IV-16 : NR* en fonction de l'incidence, 1650 Hz

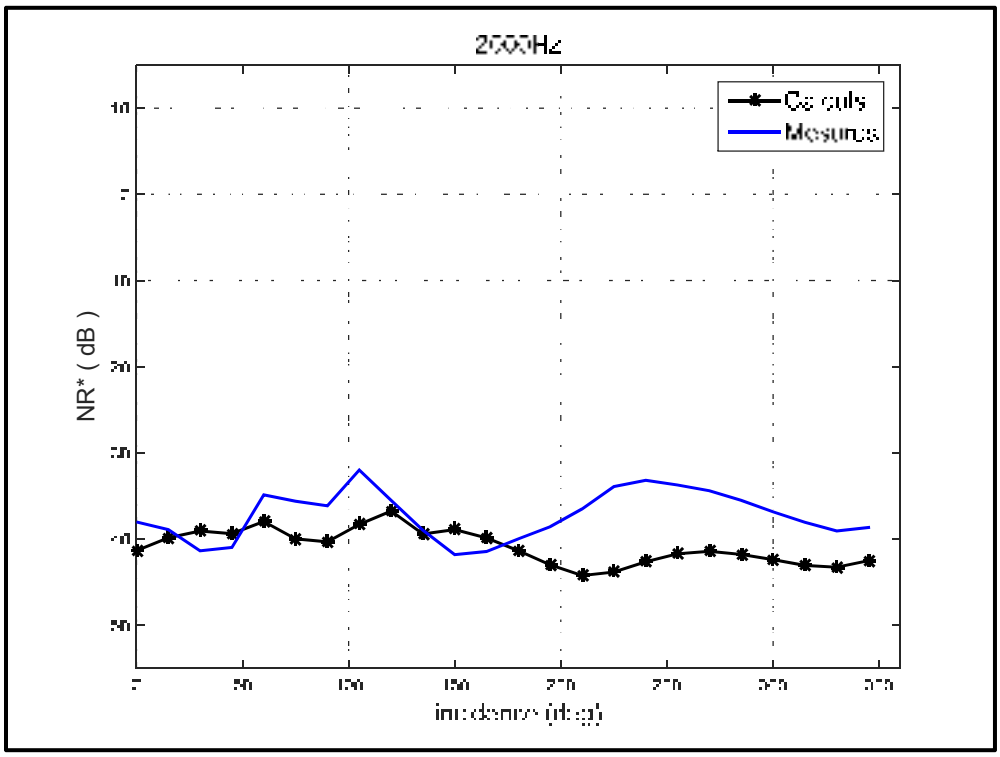


Figure-A IV-17 : NR* en fonction de l'incidence, 2000 Hz

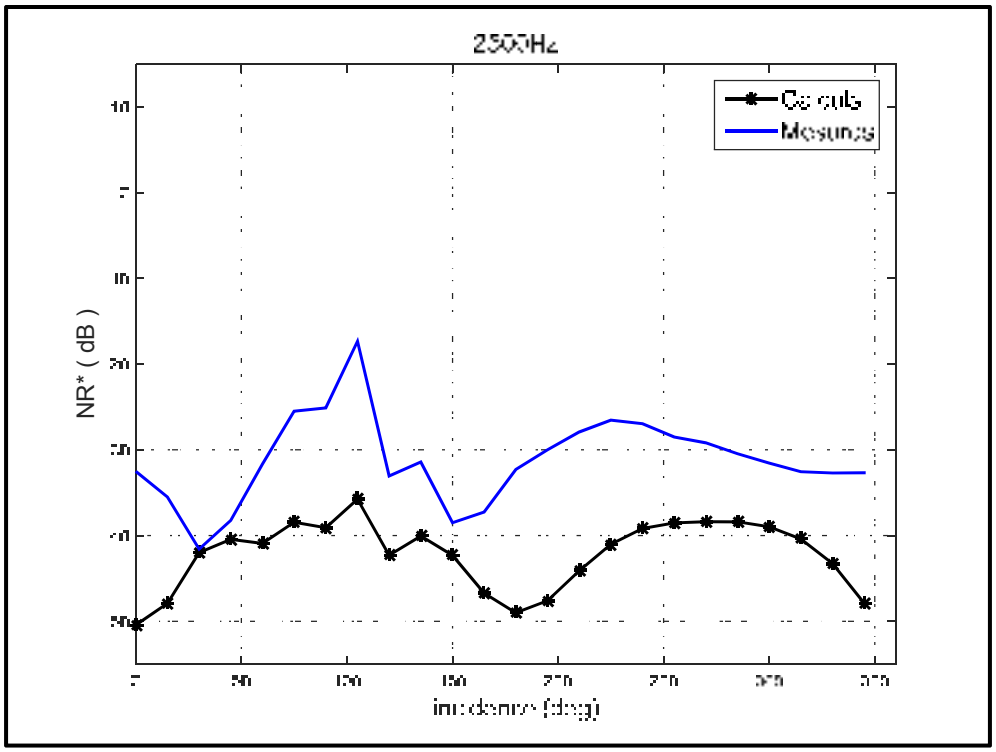


Figure-A IV-18 : NR* en fonction de l'incidence, 2500 Hz

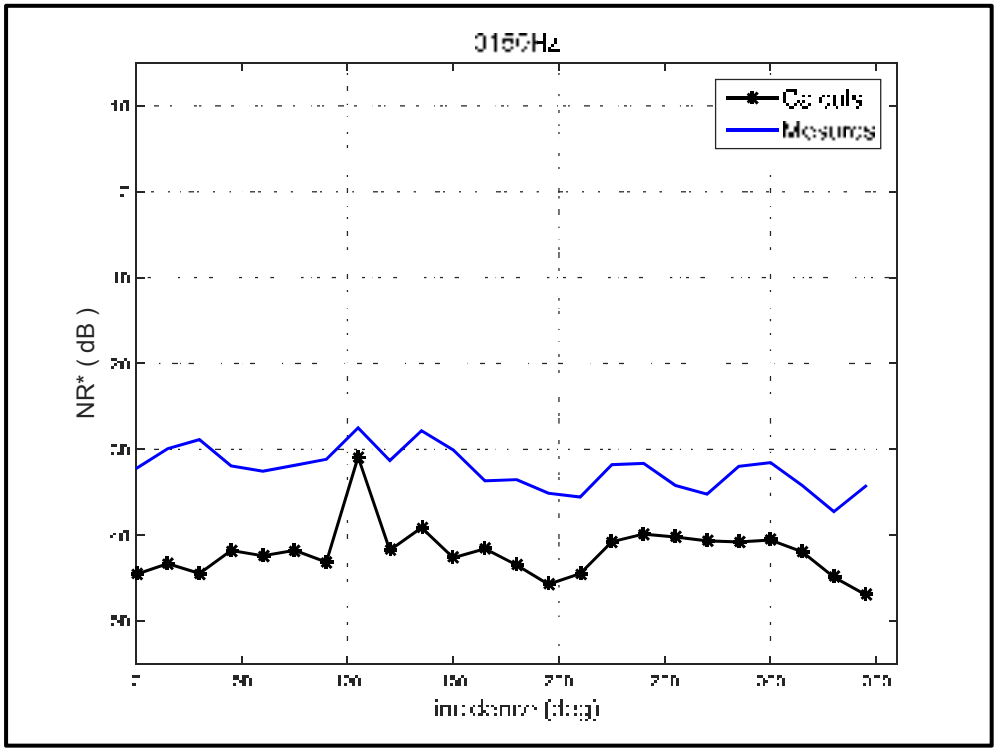


Figure-A IV-19 : NR* en fonction de l'incidence, 3150 Hz

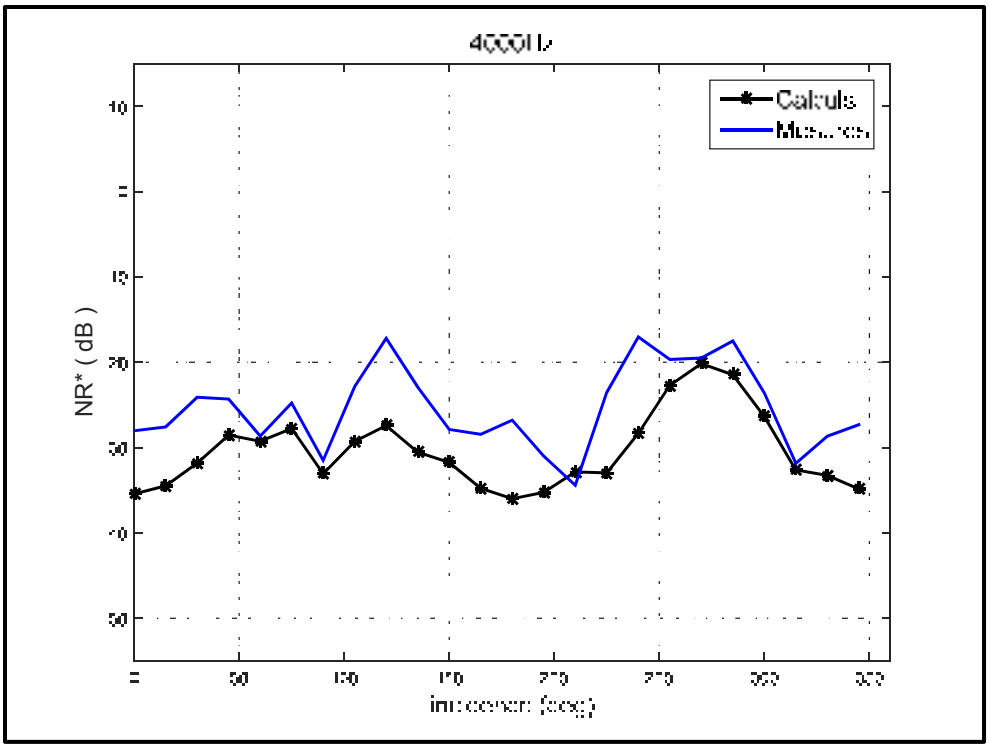


Figure-A IV-20 : NR* en fonction de l'incidence, 4000 Hz

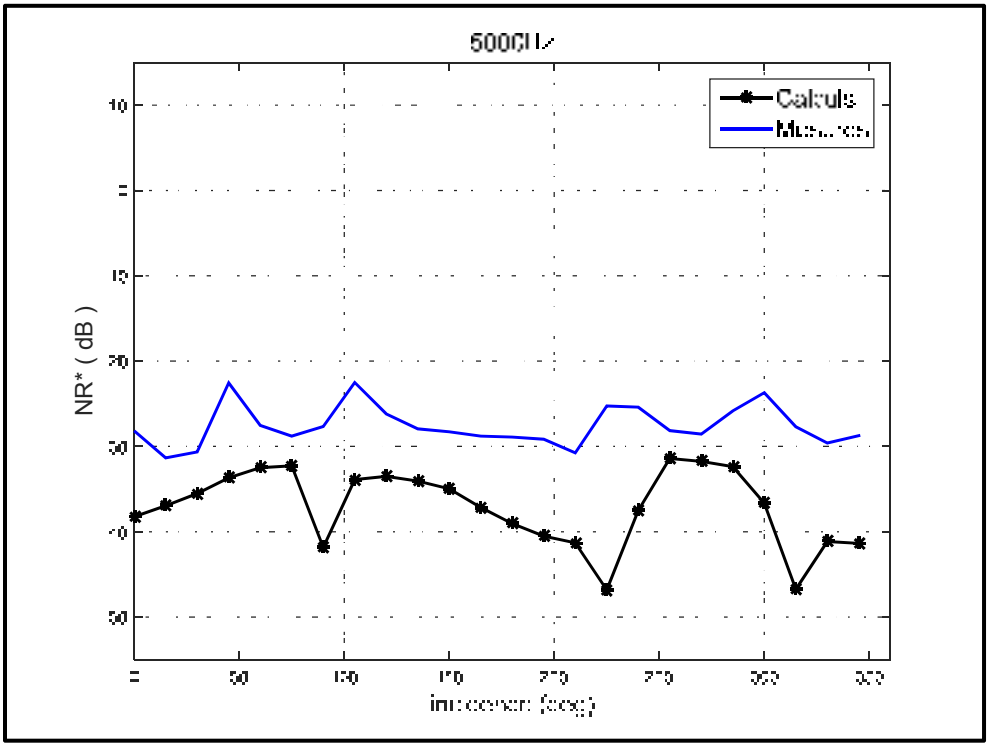


Figure-A IV-21 : NR* en fonction de l'incidence, 5000 Hz

ANNEXE V

COMPARAISON ENTRE LES RÉSULTATS DU MODÈLE ET LES MESURES POUR LE ΔNR^* EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE

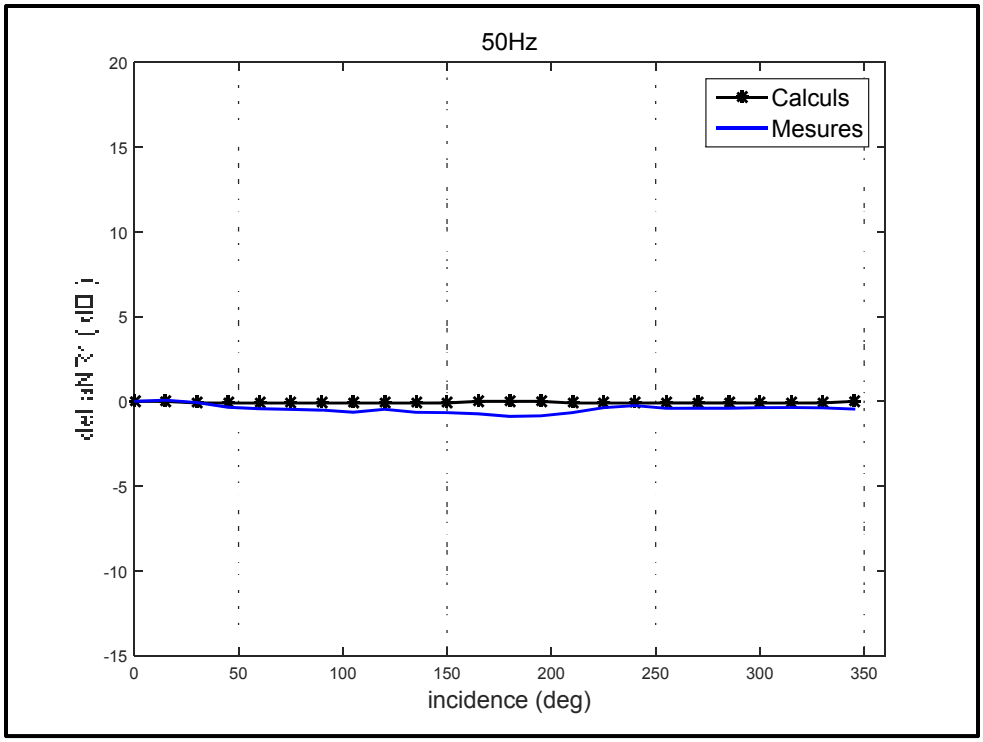


Figure-A V-1 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 50 Hz

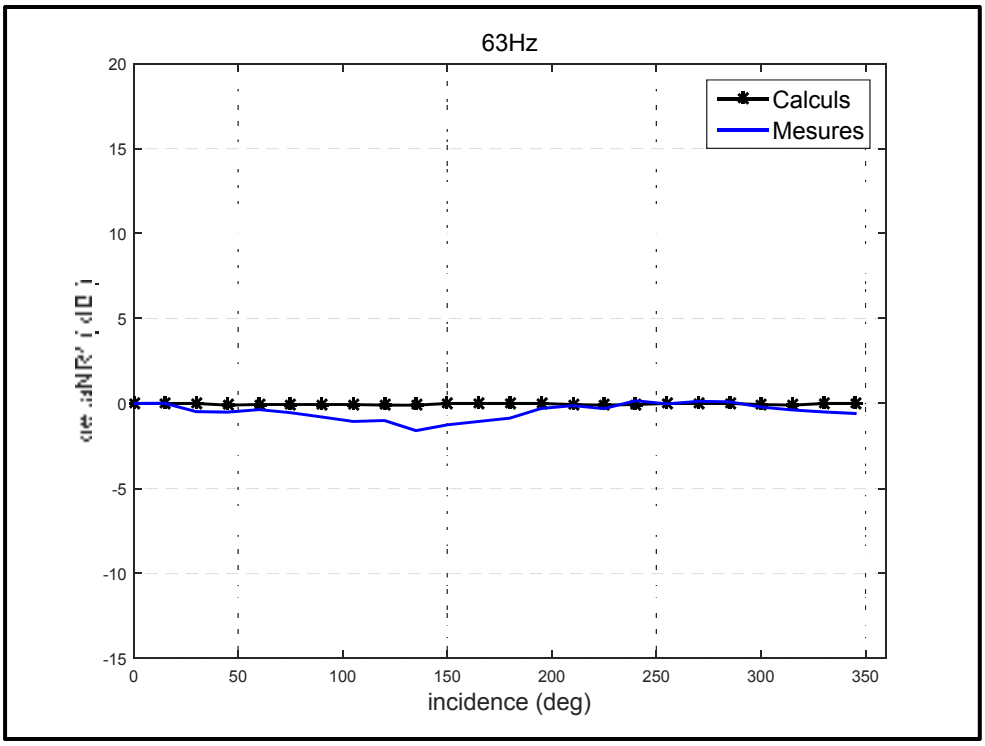


Figure-A V-2 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 63 Hz

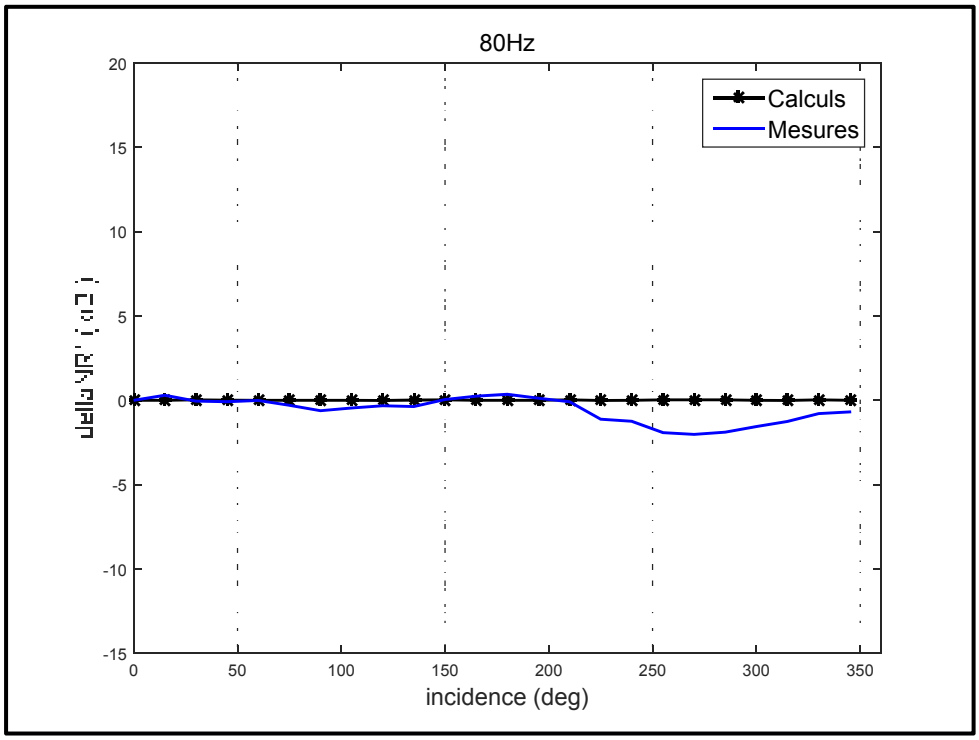


Figure-A V-3 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 80 Hz

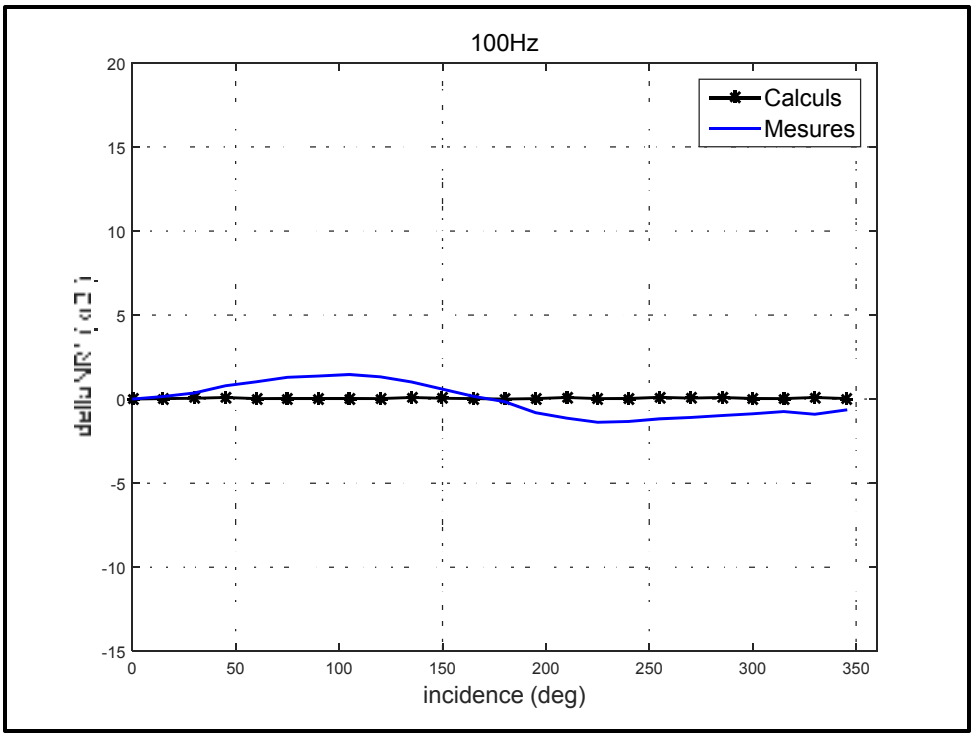


Figure-A V-4 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 100 Hz

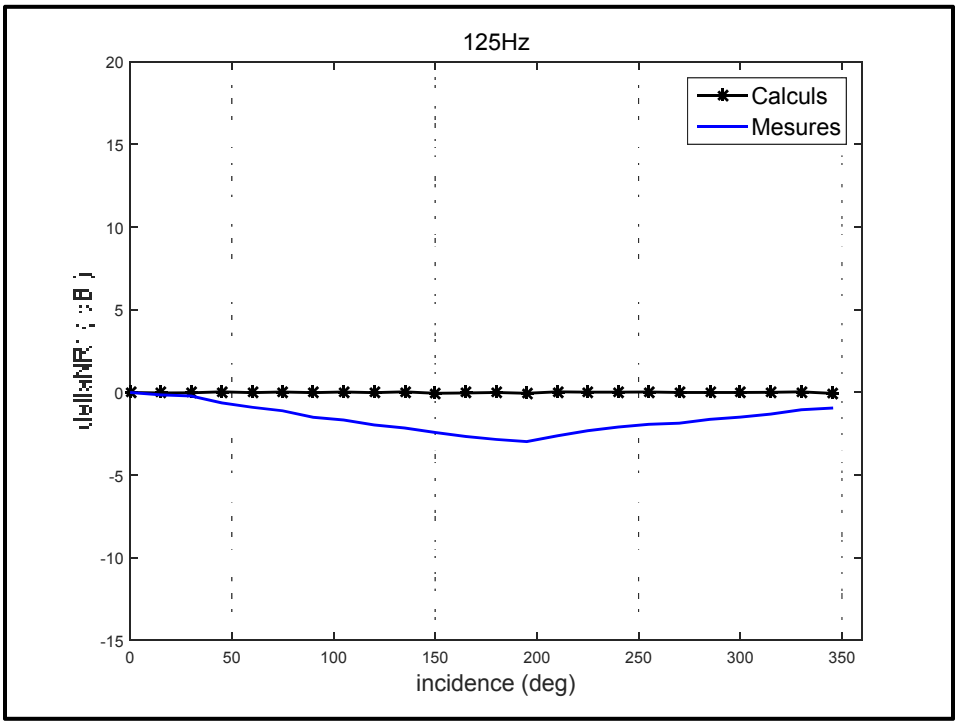


Figure-A V-5 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 125 Hz

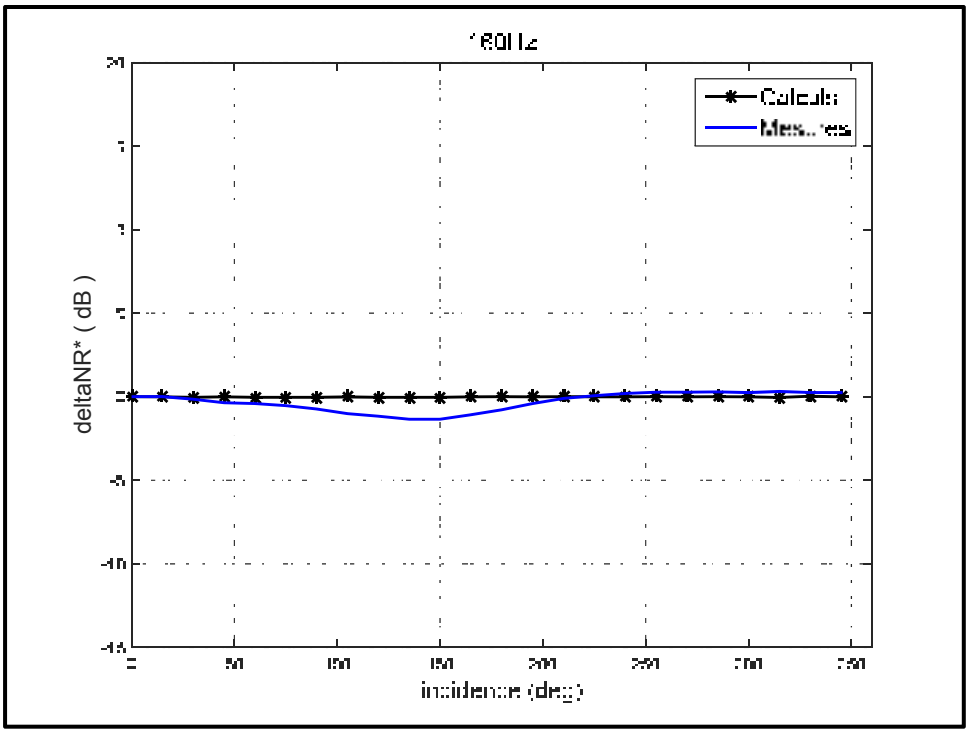


Figure-A V-6 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 160 Hz

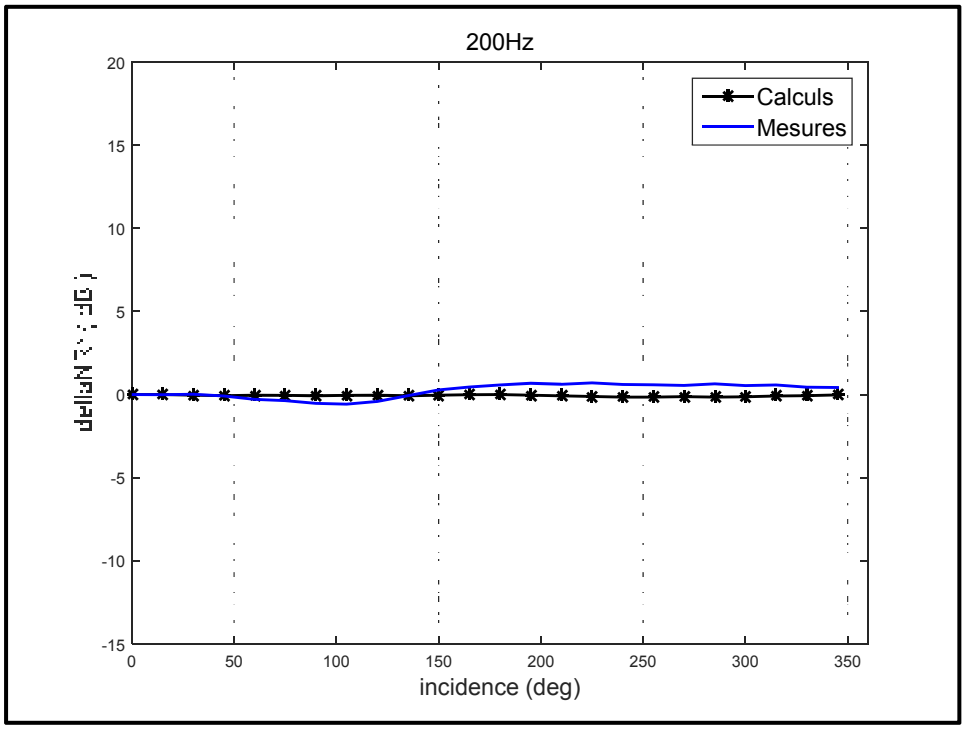


Figure-A V-7 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 200 Hz

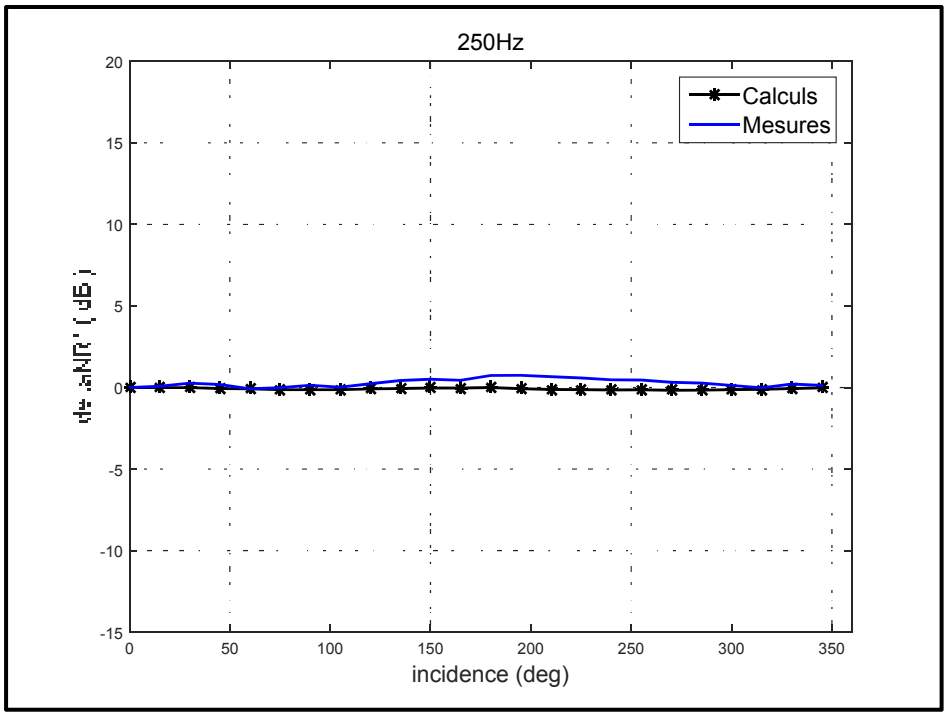


Figure-A V-8 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 250 Hz

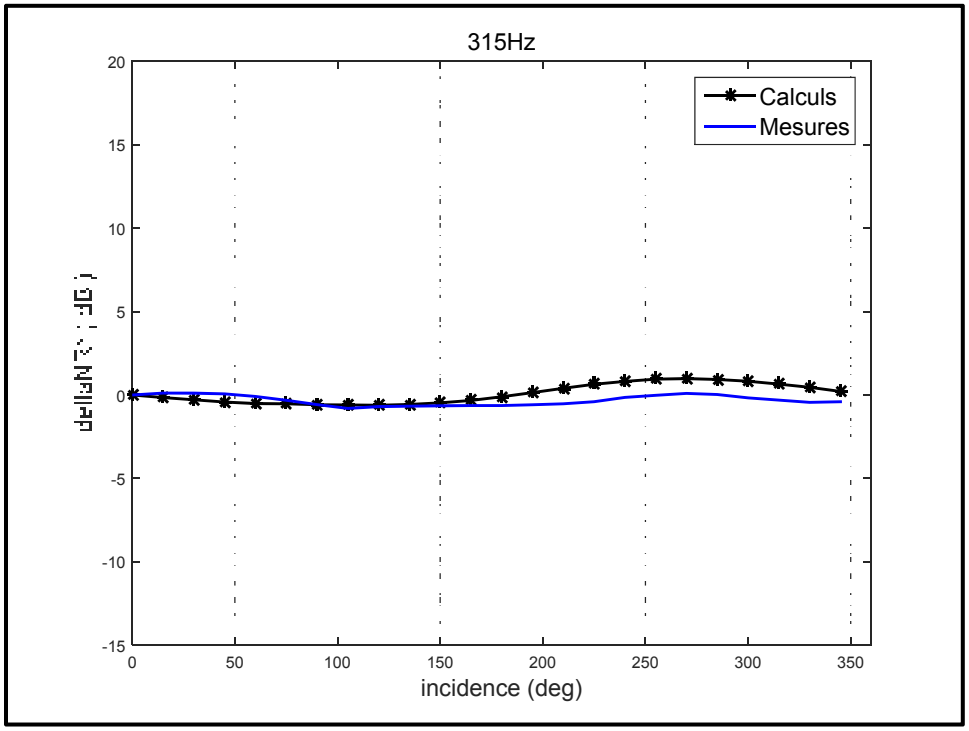


Figure-A V-9 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 315 Hz

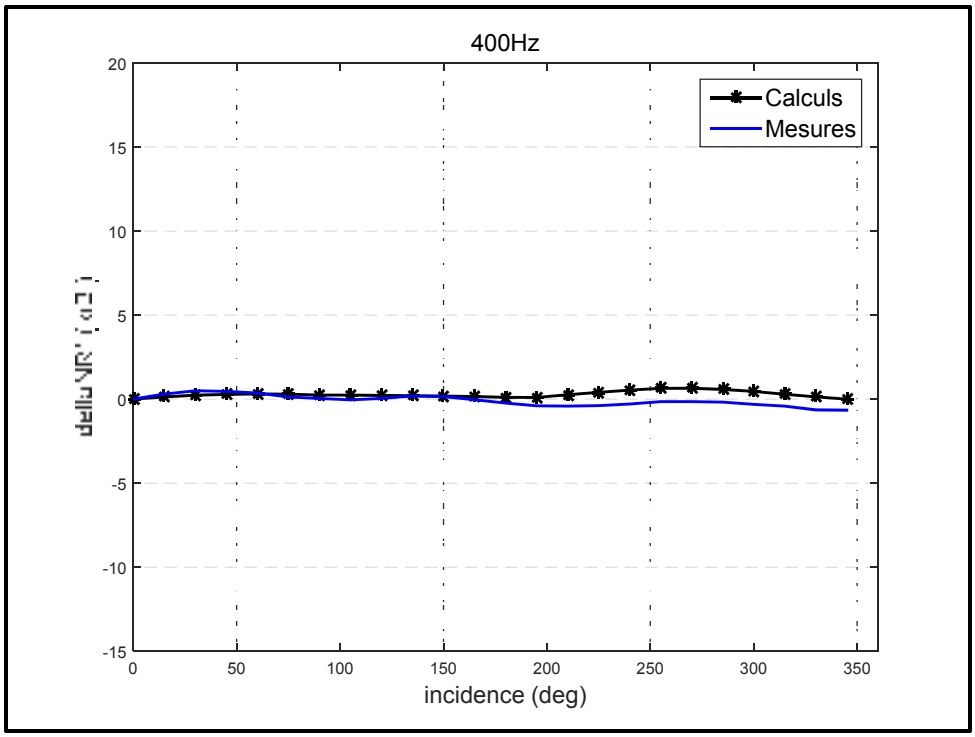


Figure-A V-10 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 400 Hz

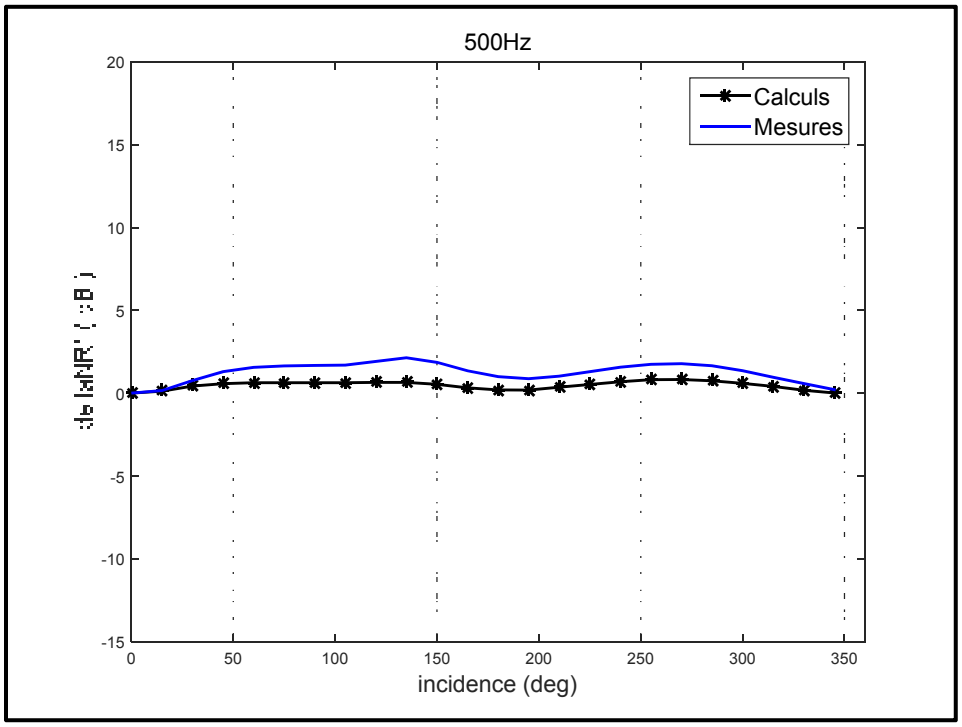


Figure-A V-11 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 500 Hz

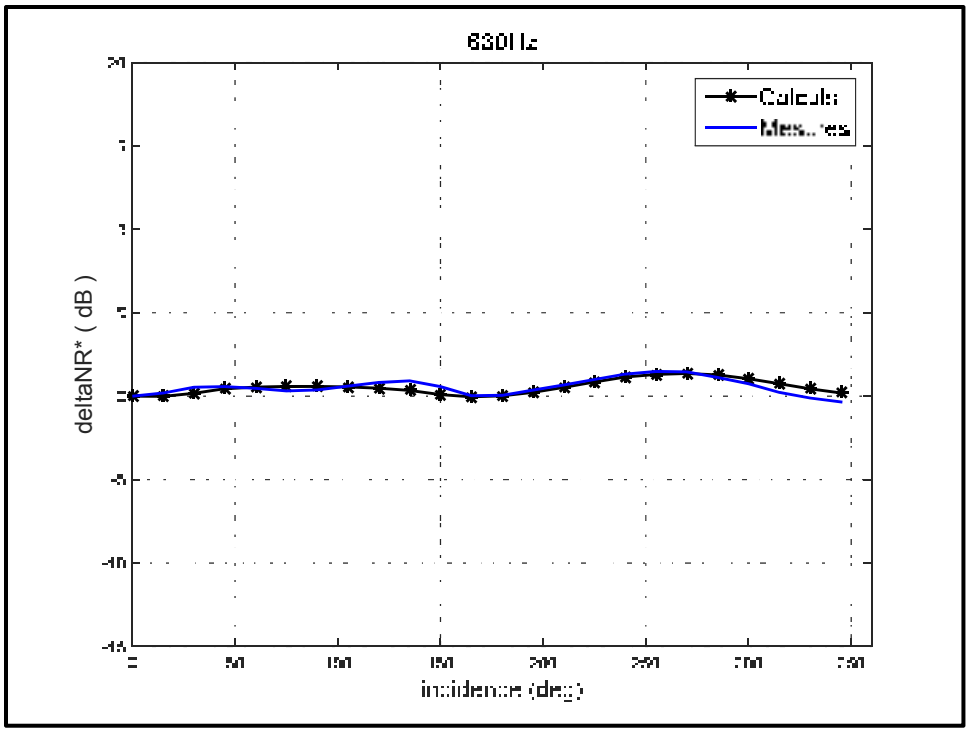


Figure-A V-12 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 630 Hz

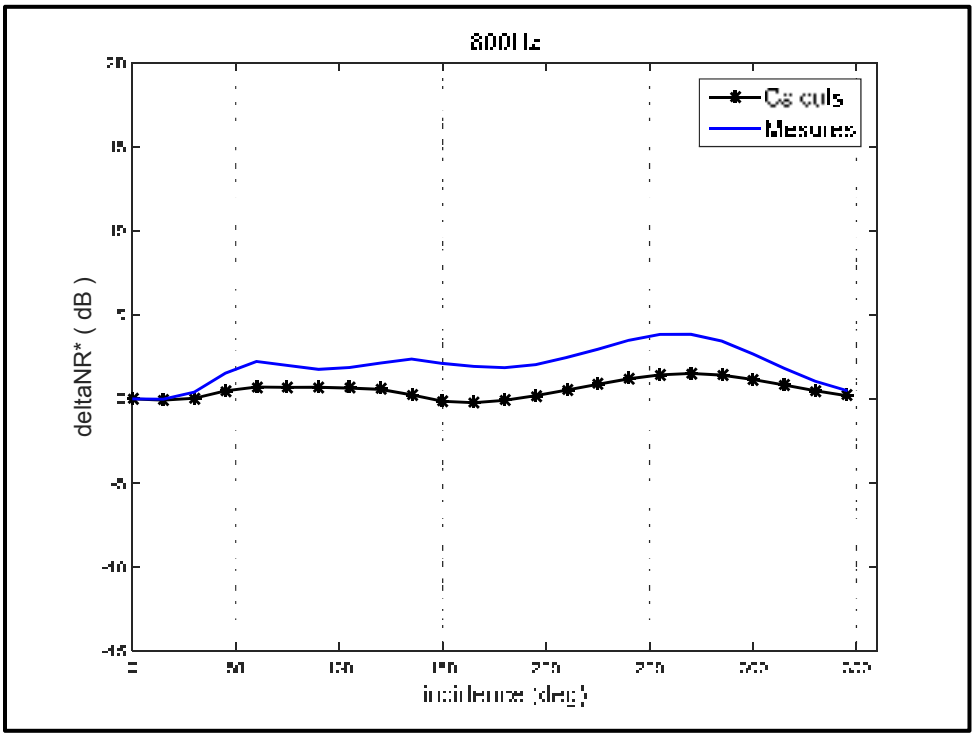


Figure-A V-13 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 800 Hz

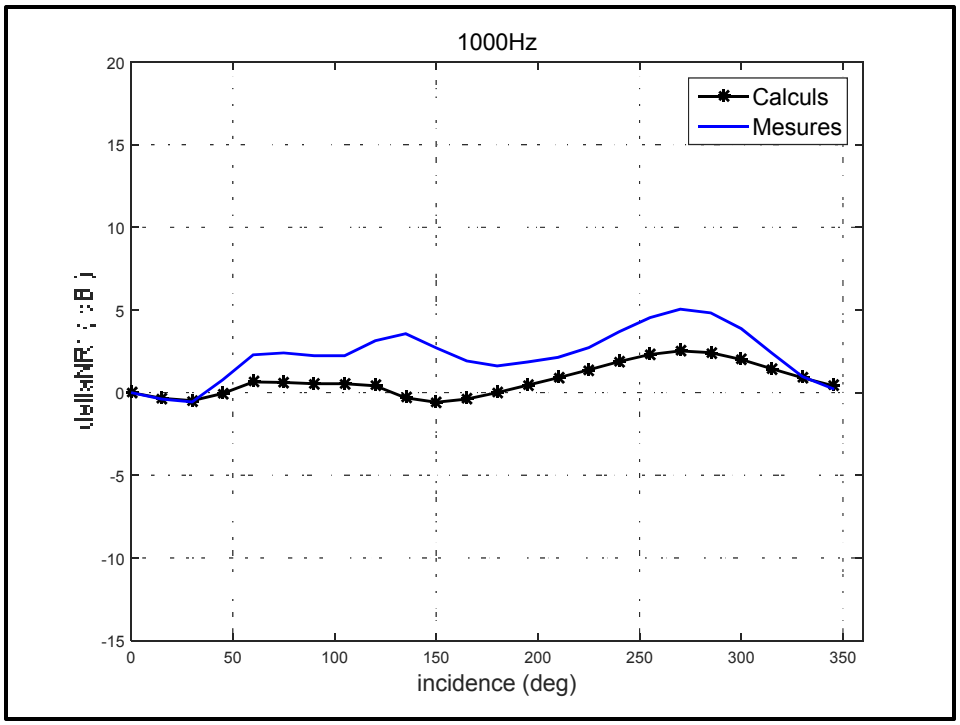


Figure-A V-14 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 1000 Hz

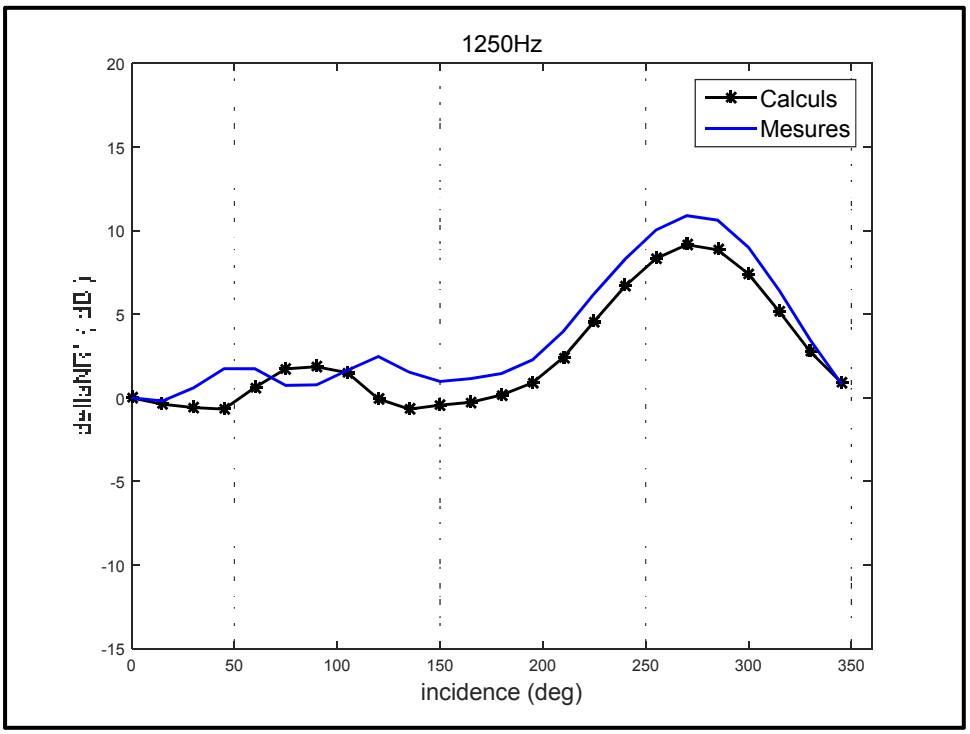


Figure-A V-15 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 1250 Hz

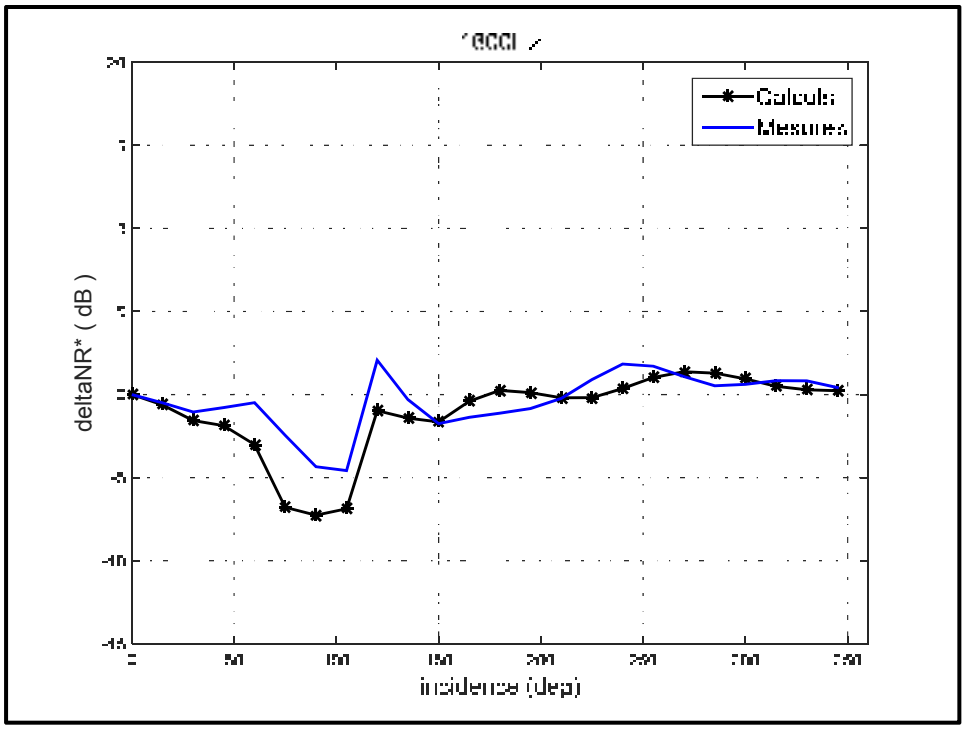


Figure-A V-16 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 1650 Hz

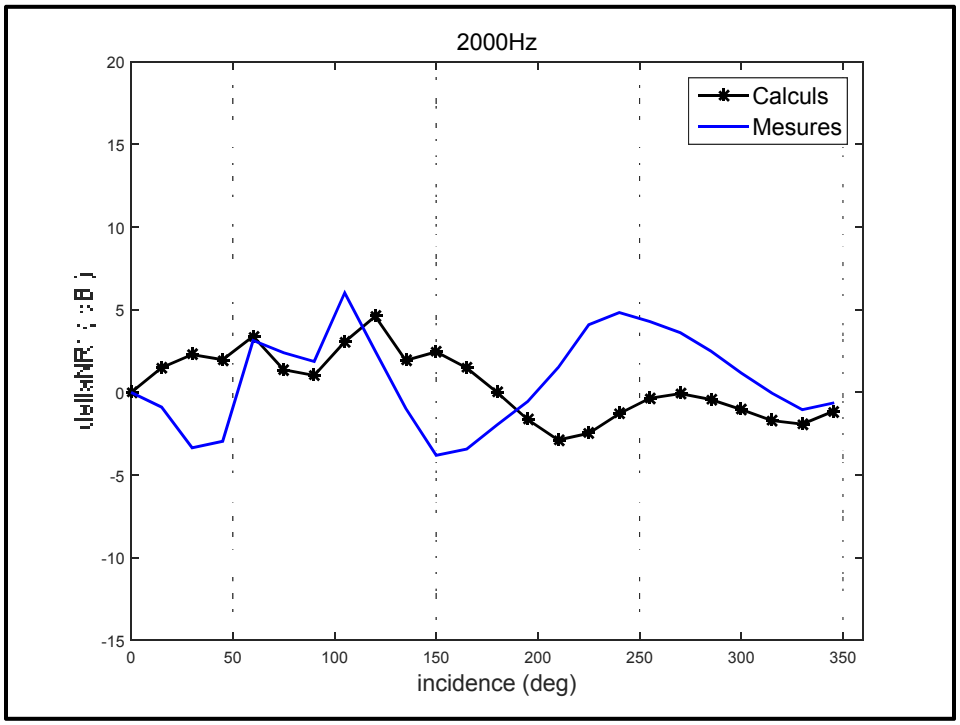


Figure-A V-17 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 2000 Hz

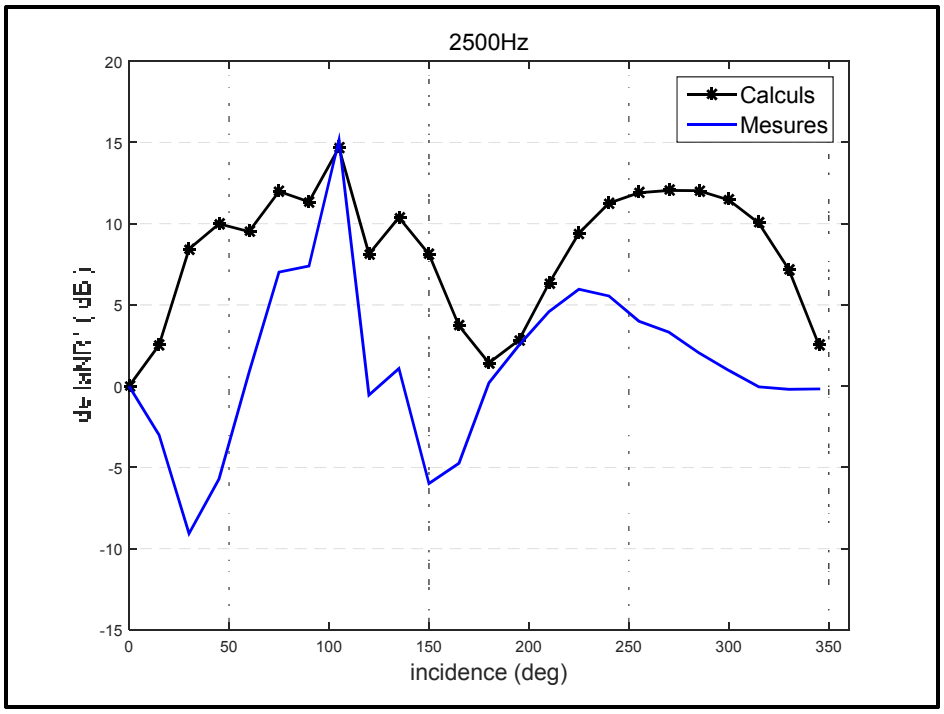


Figure-A V-18 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 2500 Hz

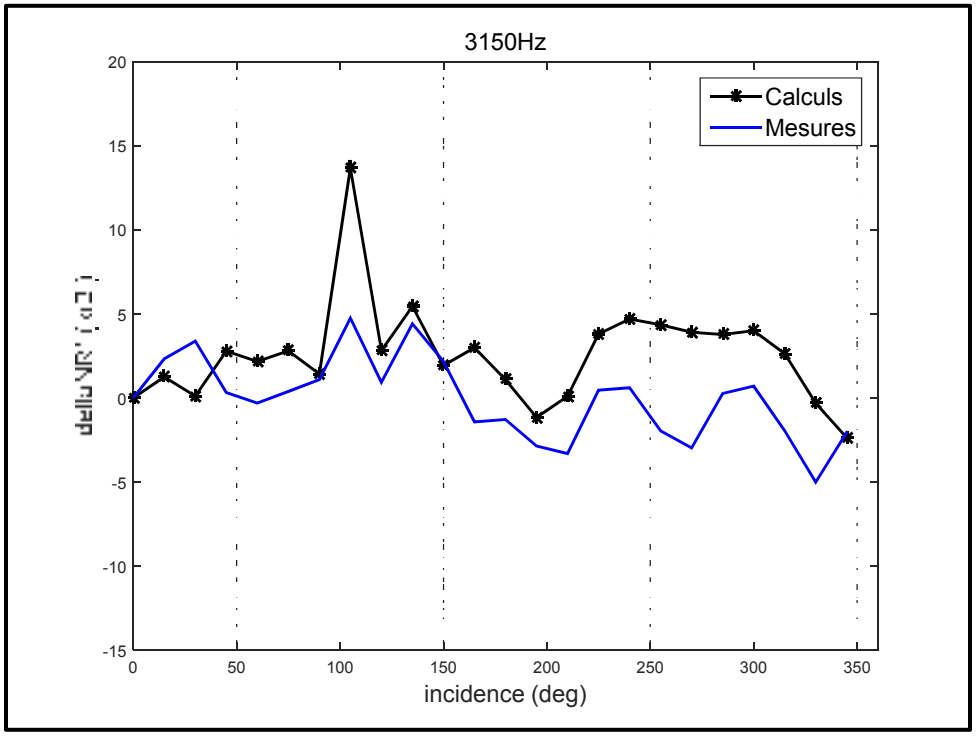


Figure-A V-19 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 3150 Hz

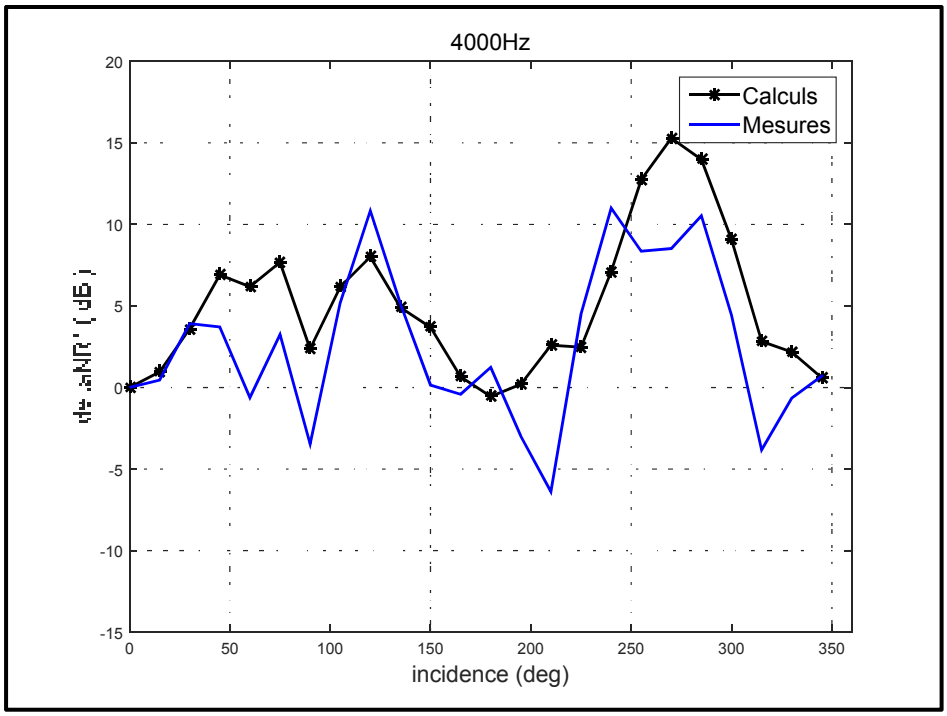


Figure-A V-20 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 4000 Hz

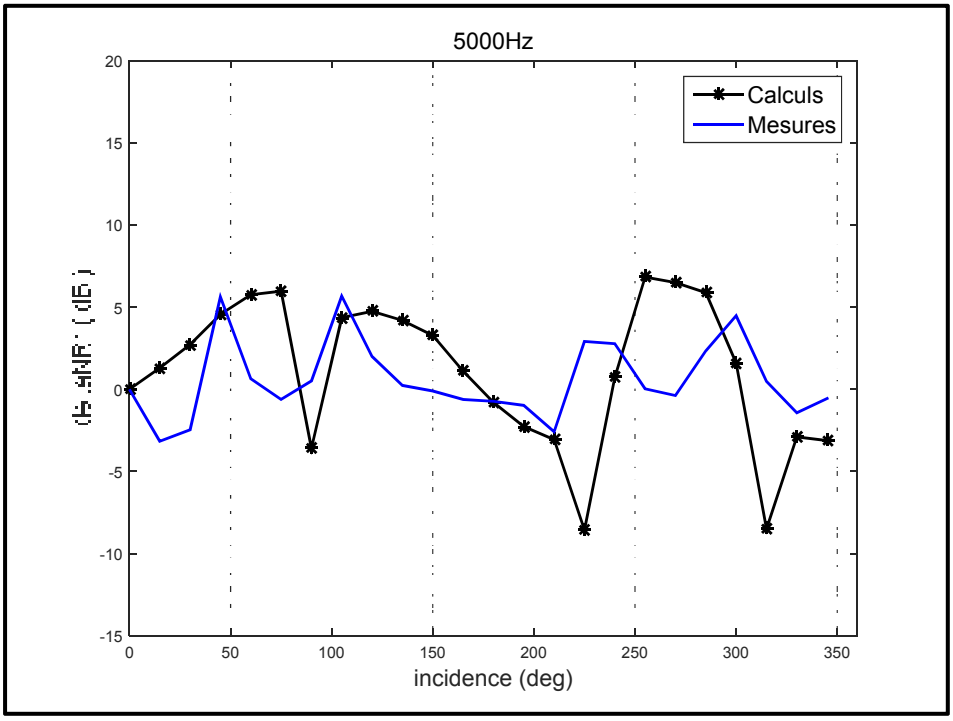


Figure-A V-21 : ΔNR* en fonction de l'incidence, 5000 Hz

ANNEXE VI

POSITION OPTIMALE DU MICROPHONE EXTERNE, NIVEAU DE PRESION DU MICROPHONE EXTERNE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE

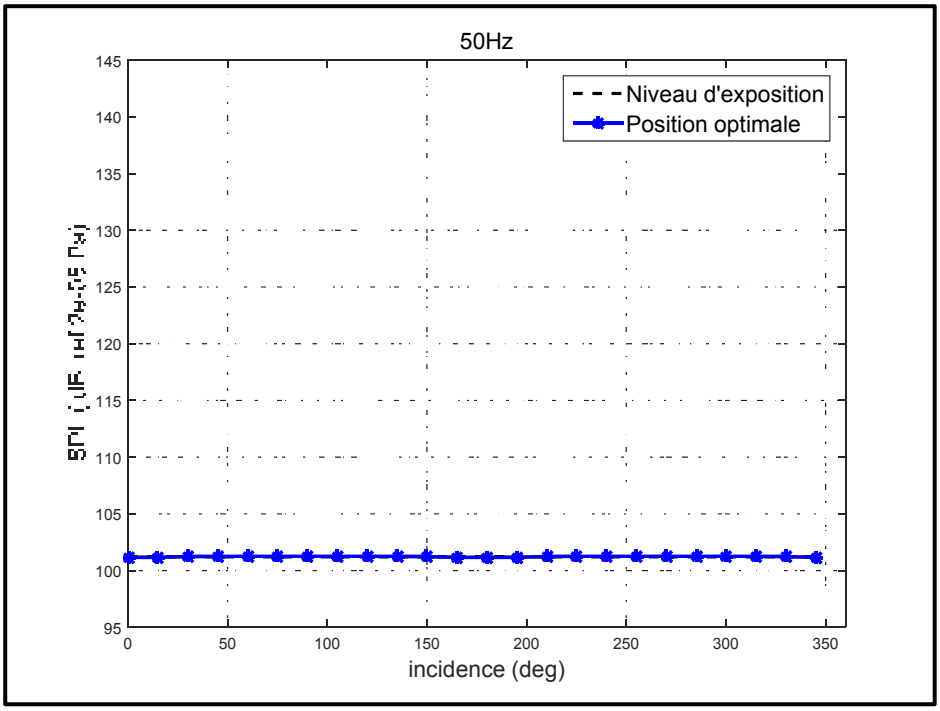


Figure-A VI-1 : Position optimale du micro externe, 50 Hz

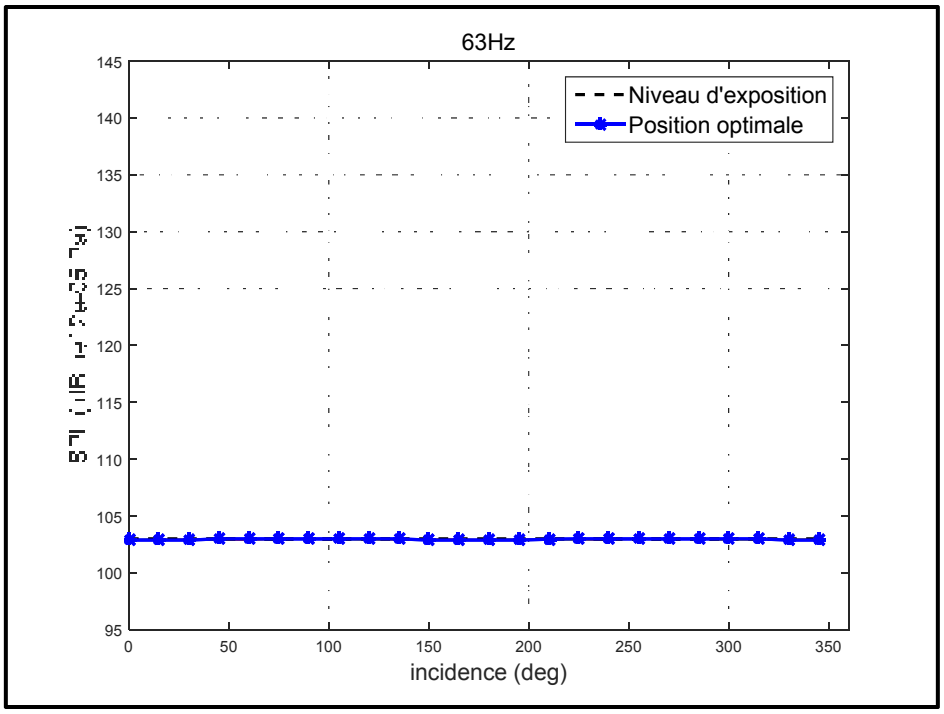


Figure-A VI-2 : Position optimale du micro externe, 63 Hz

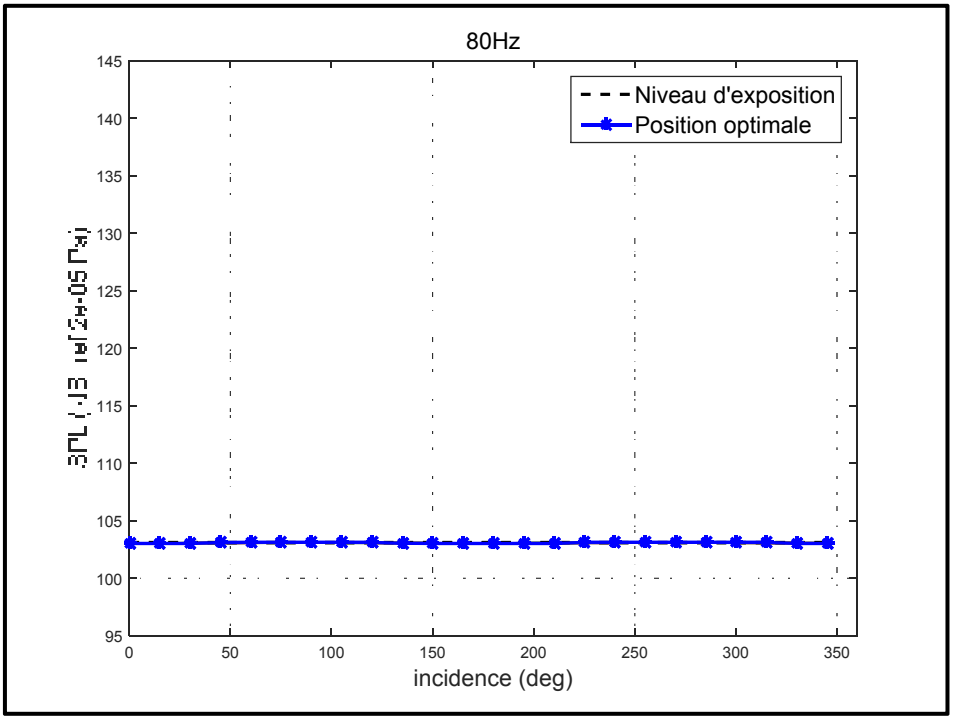


Figure-A VI-3 : Position optimale du micro externe, 80 Hz

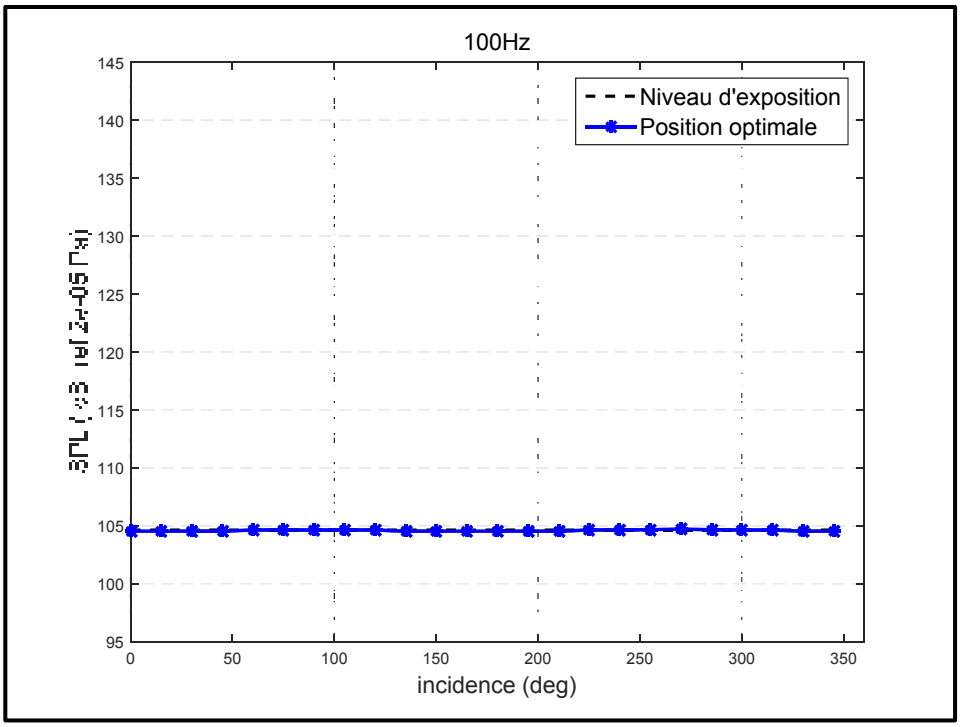


Figure-A VI-4 : Position optimale du micro externe, 100 Hz

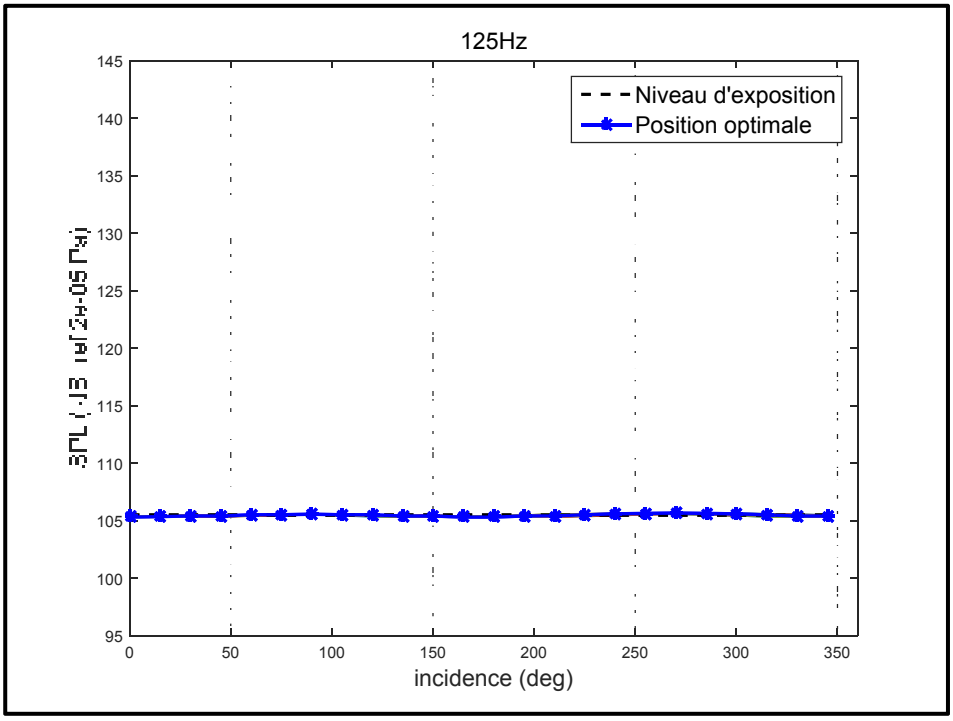


Figure-A VI-5 : Position optimale du micro externe, 125 Hz

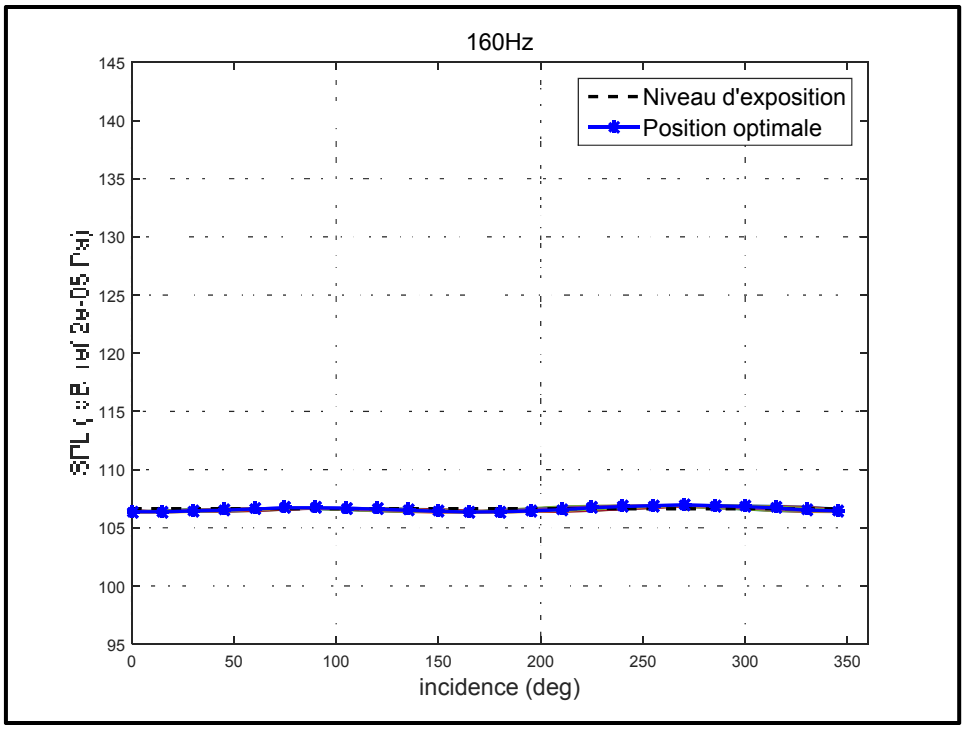


Figure-A VI-6 : Position optimale du micro externe, 160 Hz

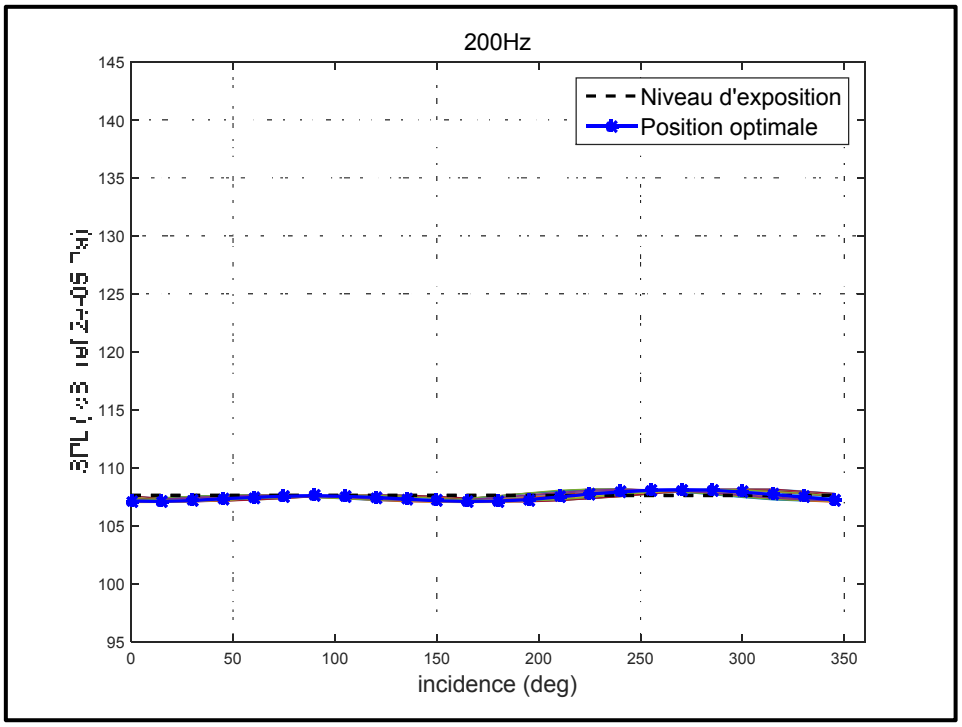


Figure-A VI-7 : Position optimale du micro externe, 200 Hz

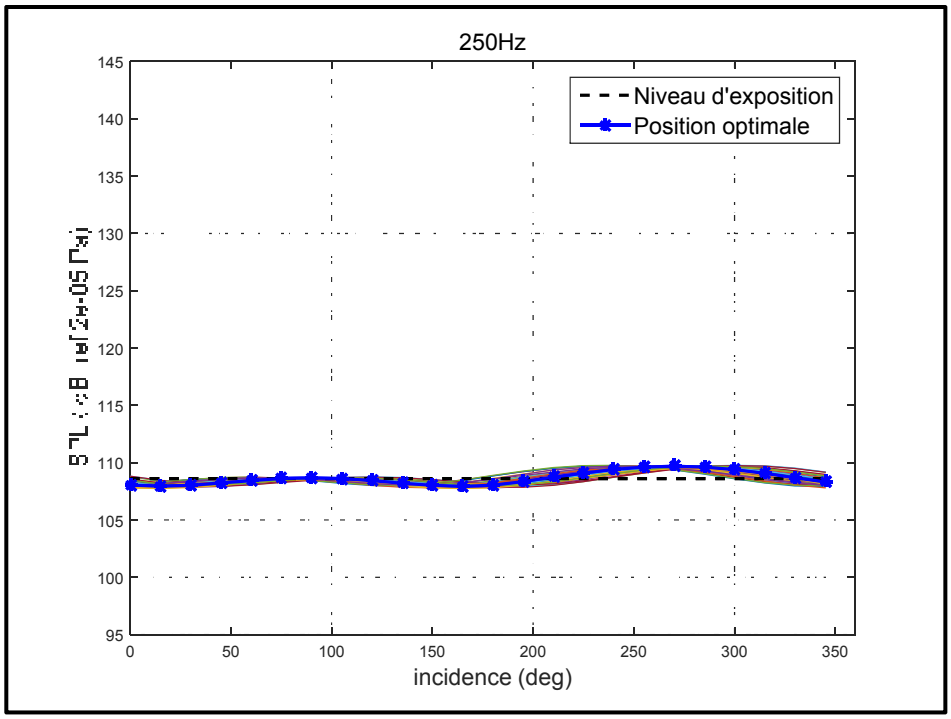


Figure-A VI-8 : Position optimale du micro externe, 250 Hz

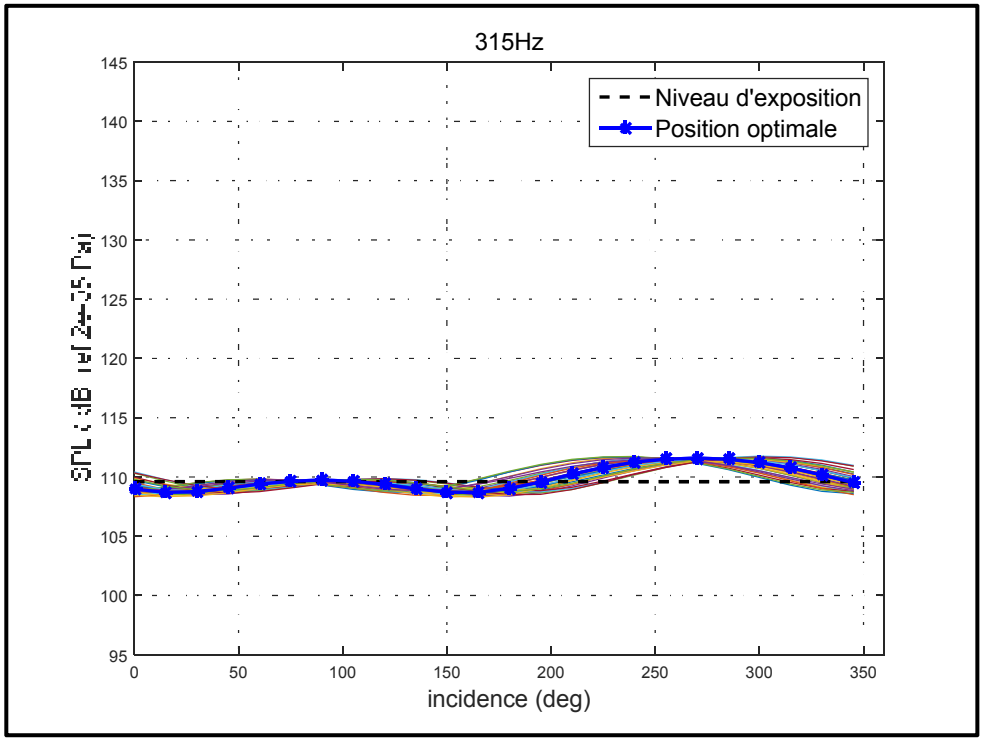


Figure-A VI-9 : Position optimale du micro externe, 315 Hz

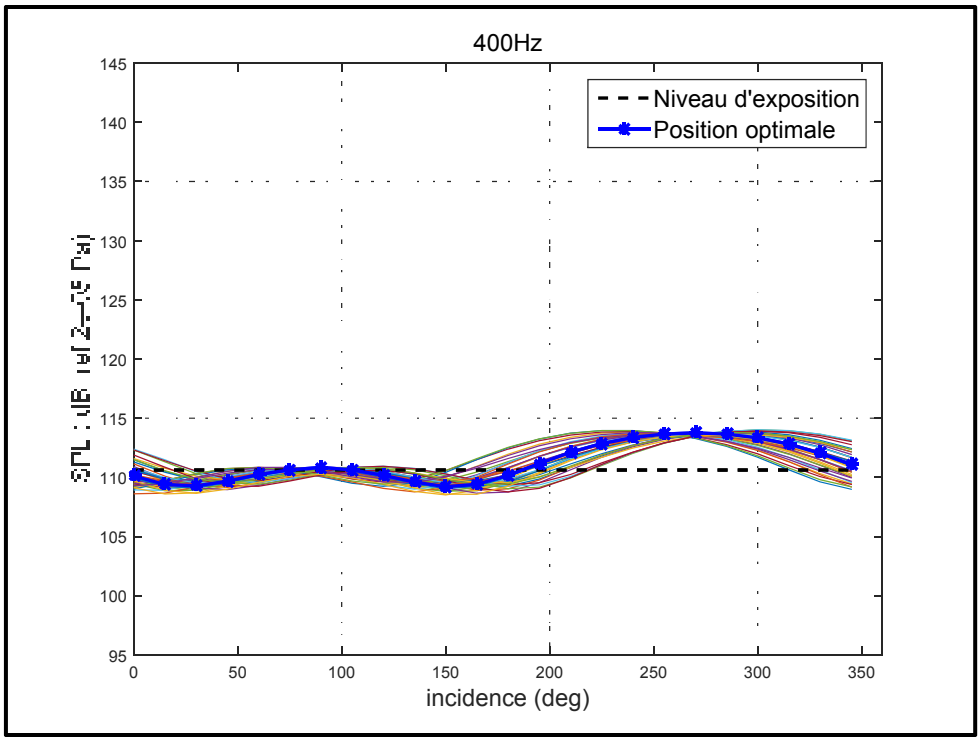


Figure-A VI-10 : Position optimale du micro externe, 400 Hz

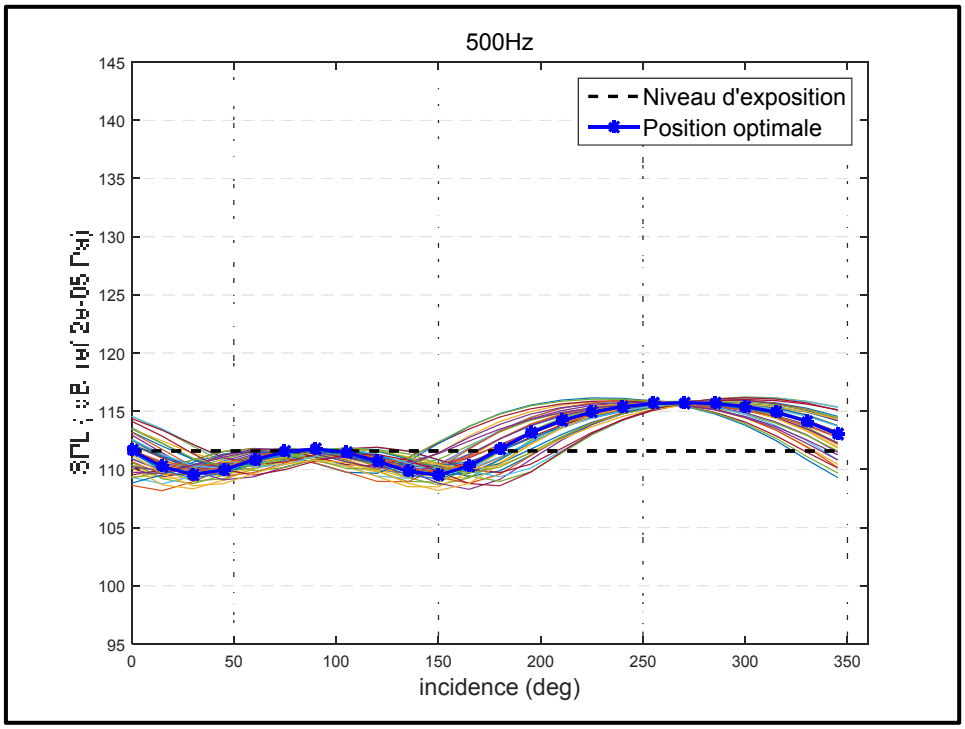


Figure-A VI-11 : Position optimale du micro externe, 500 Hz

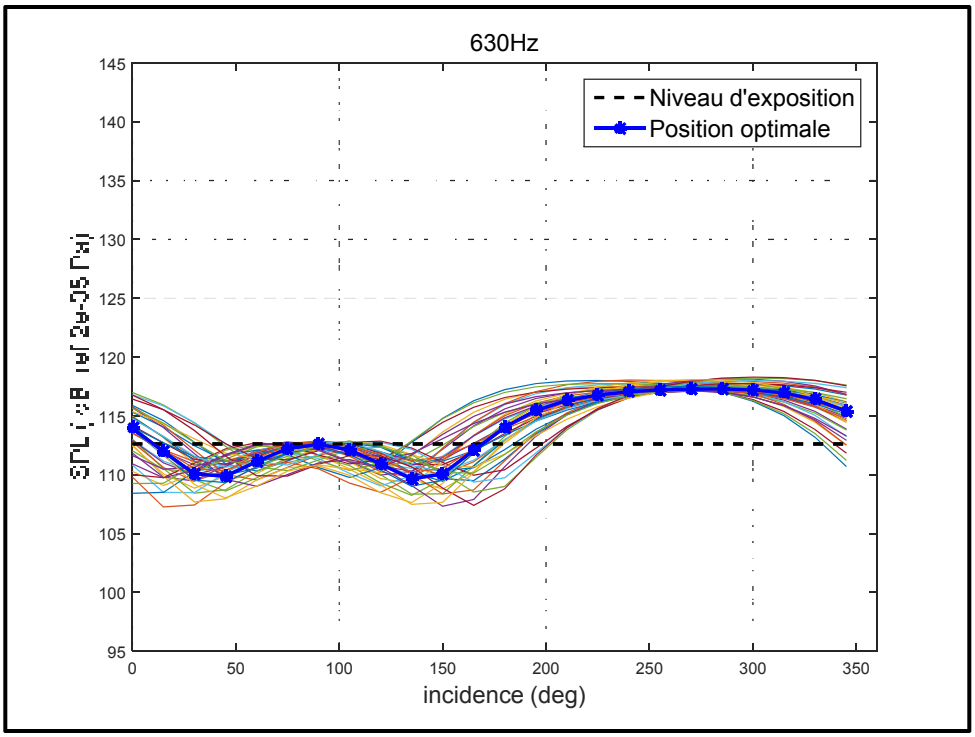


Figure-A VI-12 : Position optimale du micro externe, 630 Hz

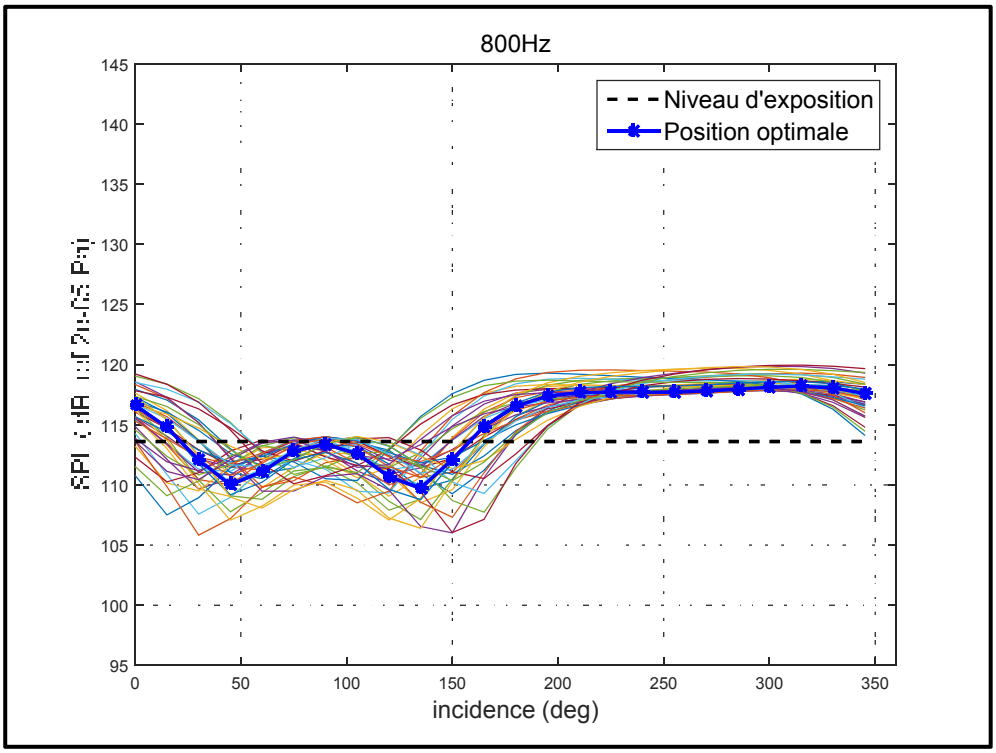


Figure-A VI-13 : Position optimale du micro externe, 800 Hz

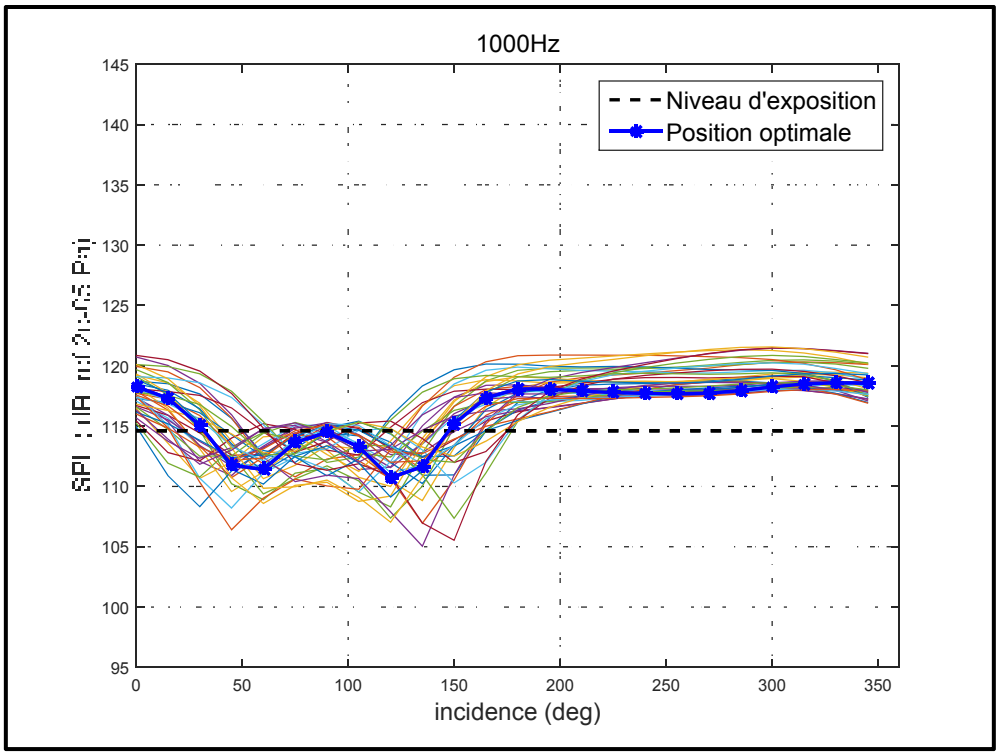


Figure-A VI-14 : Position optimale du micro externe, 1000 Hz

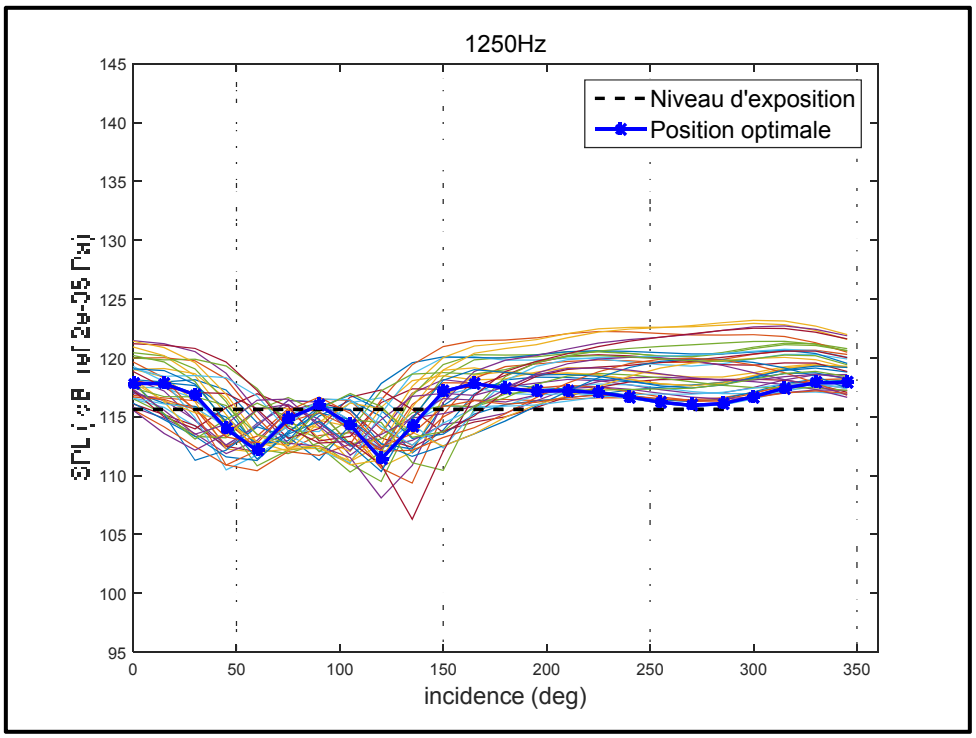


Figure-A VI-15 : Position optimale du micro externe, 1250 Hz

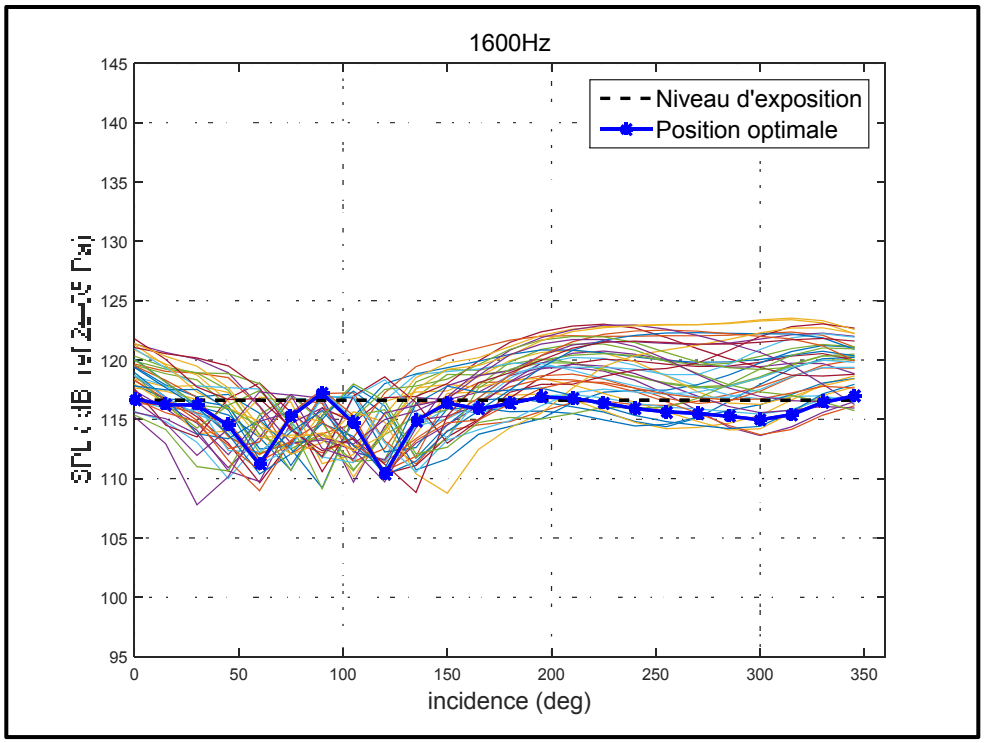


Figure-A VI-16 : Position optimale du micro externe, 1600 Hz

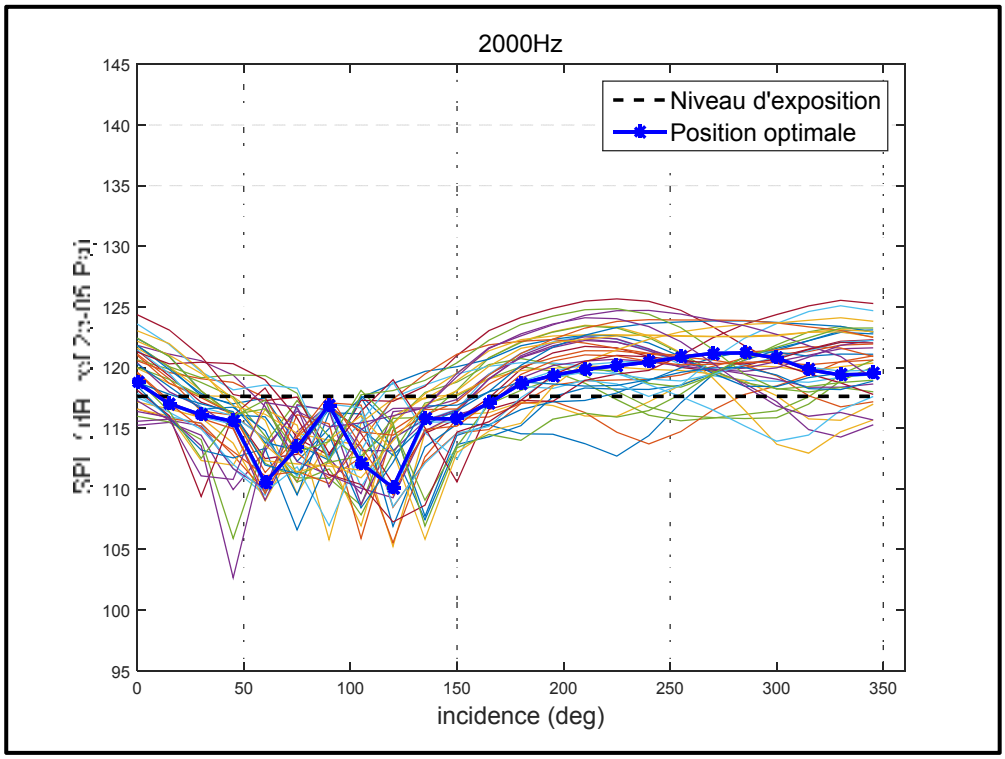


Figure-A VI-17 : Position optimale du micro externe, 2000 Hz

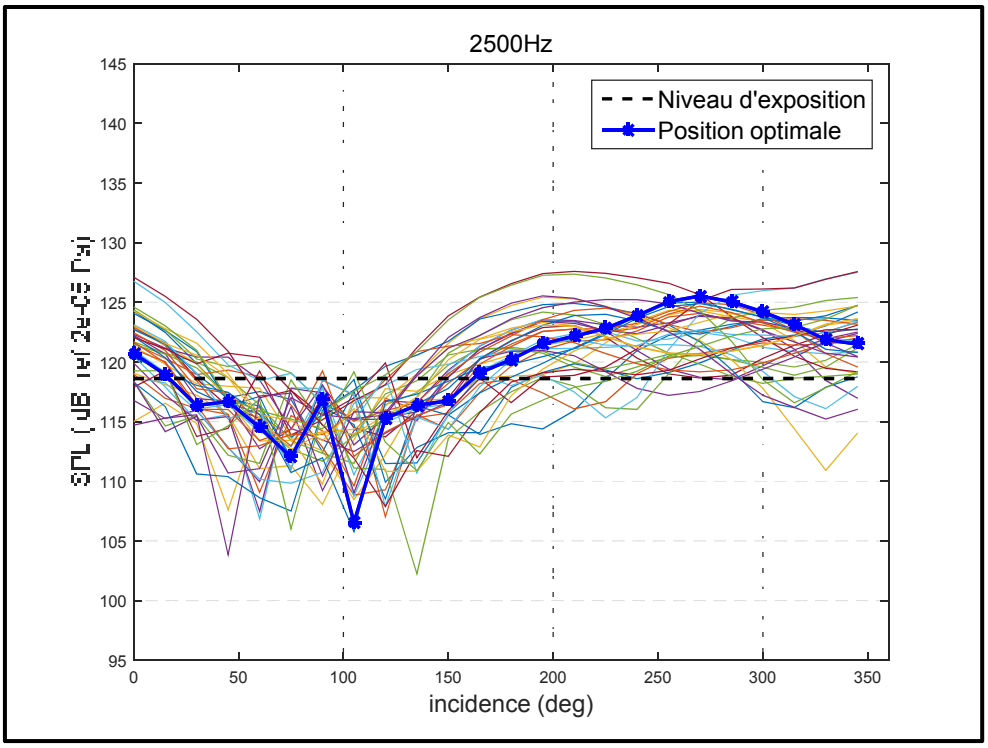


Figure-A VI-18 : Position optimale du micro externe, 2500 Hz

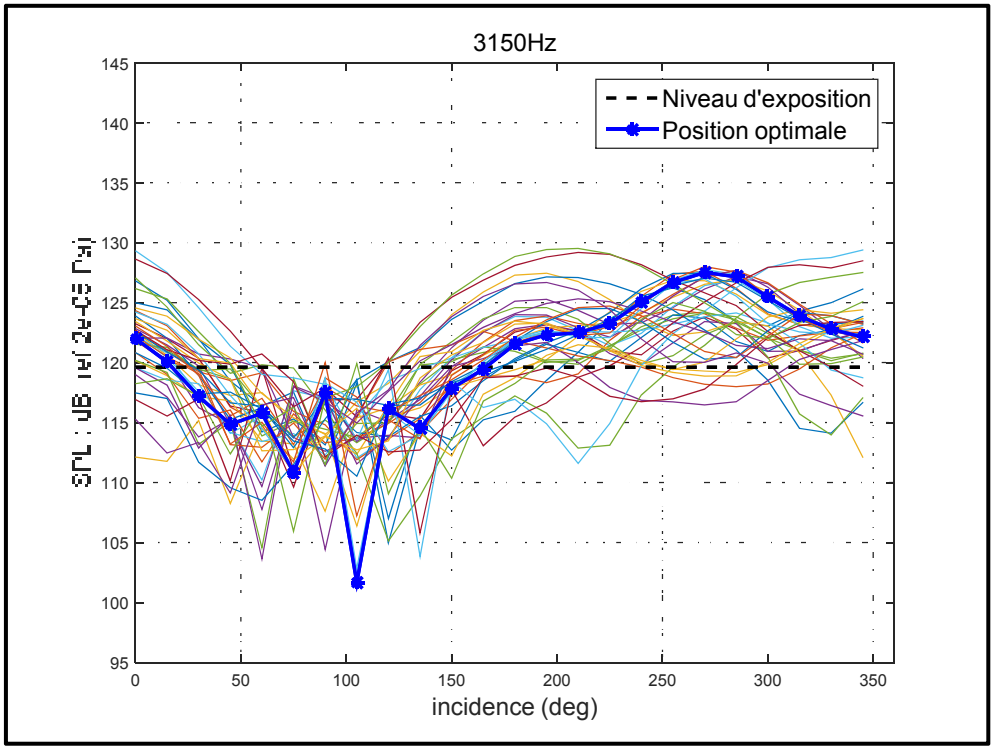


Figure-A VI-19 : Position optimale du micro externe, 3150 Hz

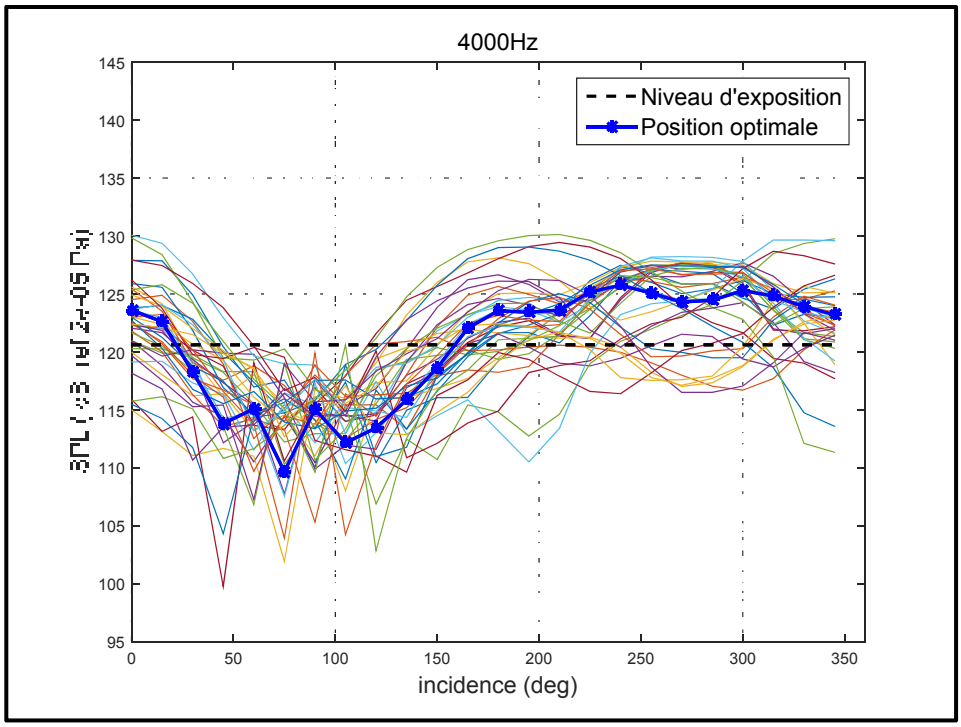


Figure-A VI-20 : Position optimale du micro externe, 4000 Hz

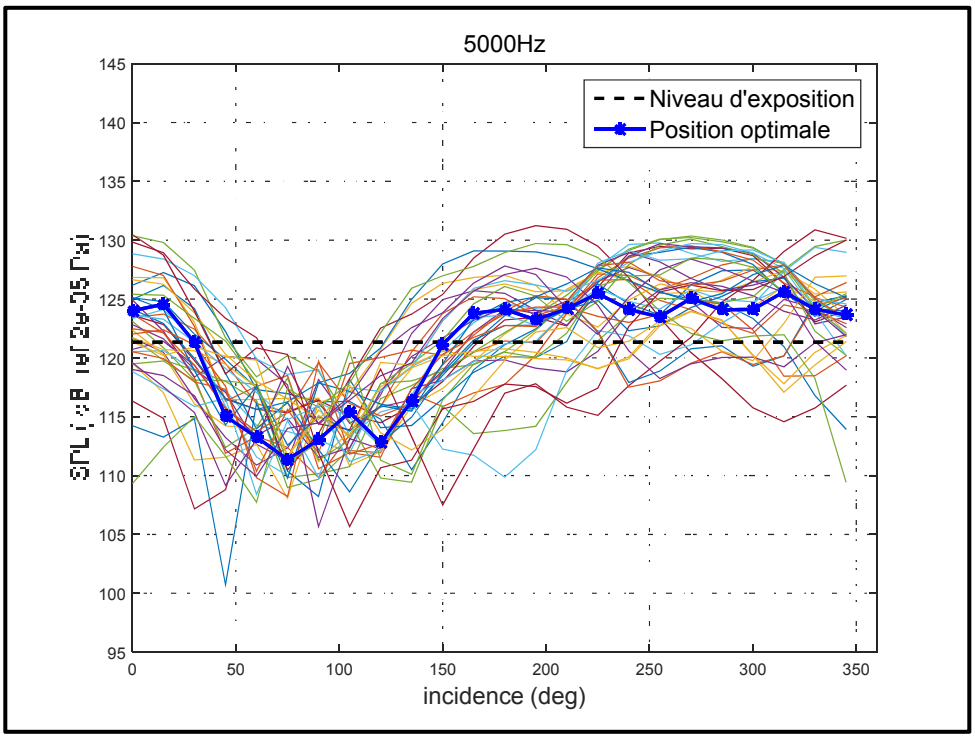


Figure-A VI-21 : Position optimale du micro externe, 5000 Hz

ANNEXE VII

MÉTHODE BINAURALE, COMPARAISON DES NIVEAUX D'EXPOSITION MESURÉ VS ESTIMÉ

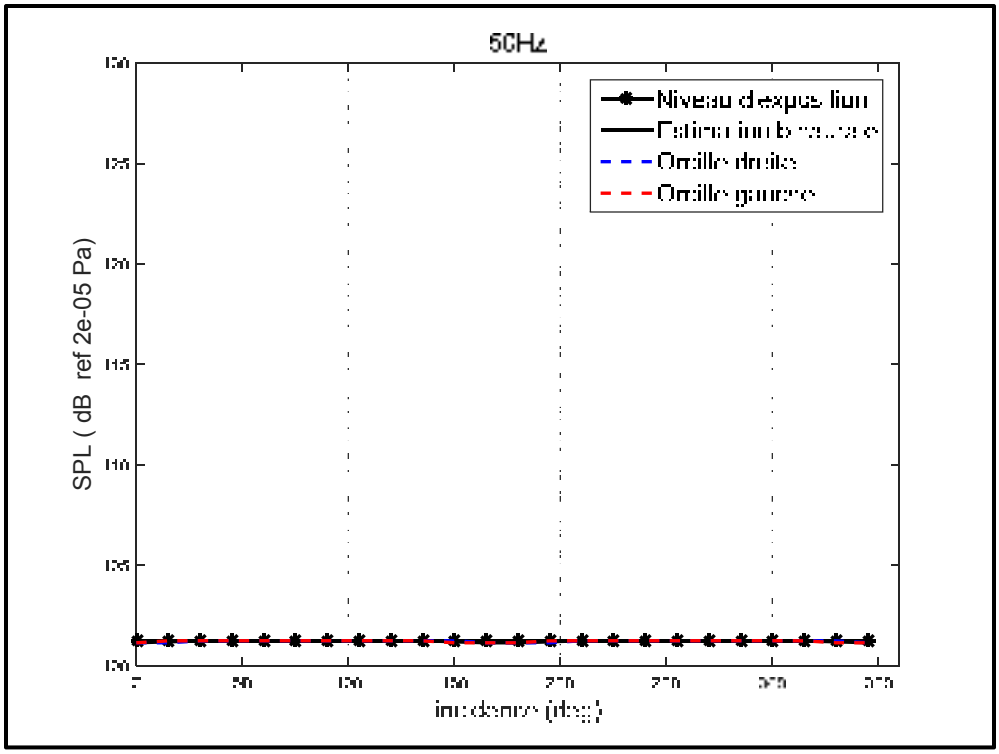


Figure-A VII-1 : Méthode binaurale, 50 Hz

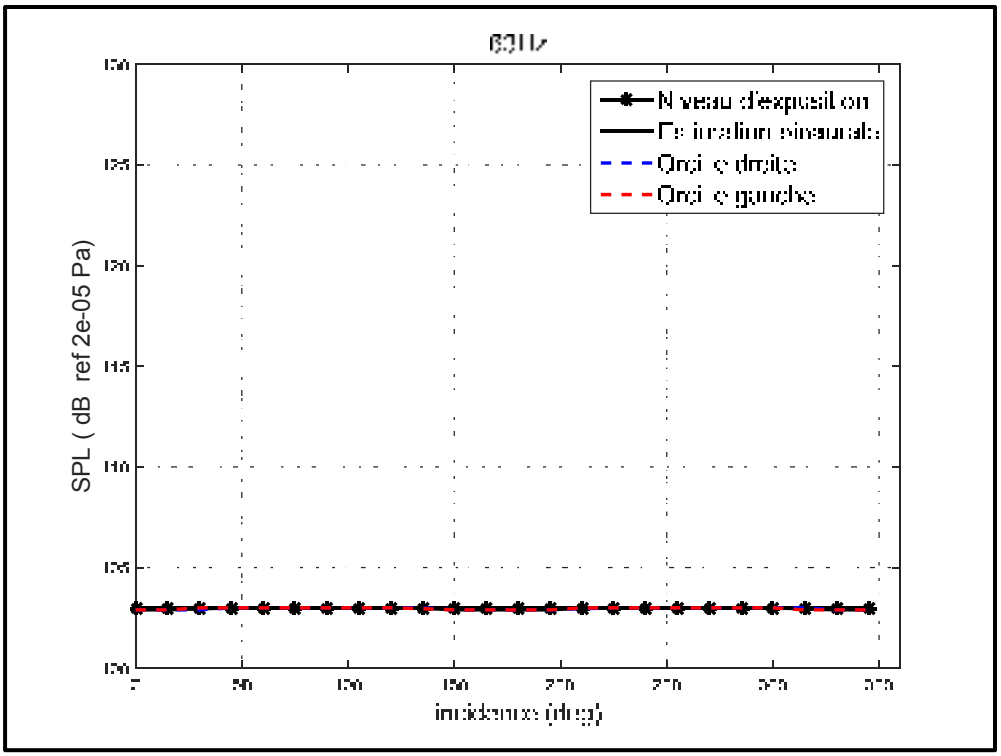


Figure-A VII-2 : Méthode binaurale, 63 Hz

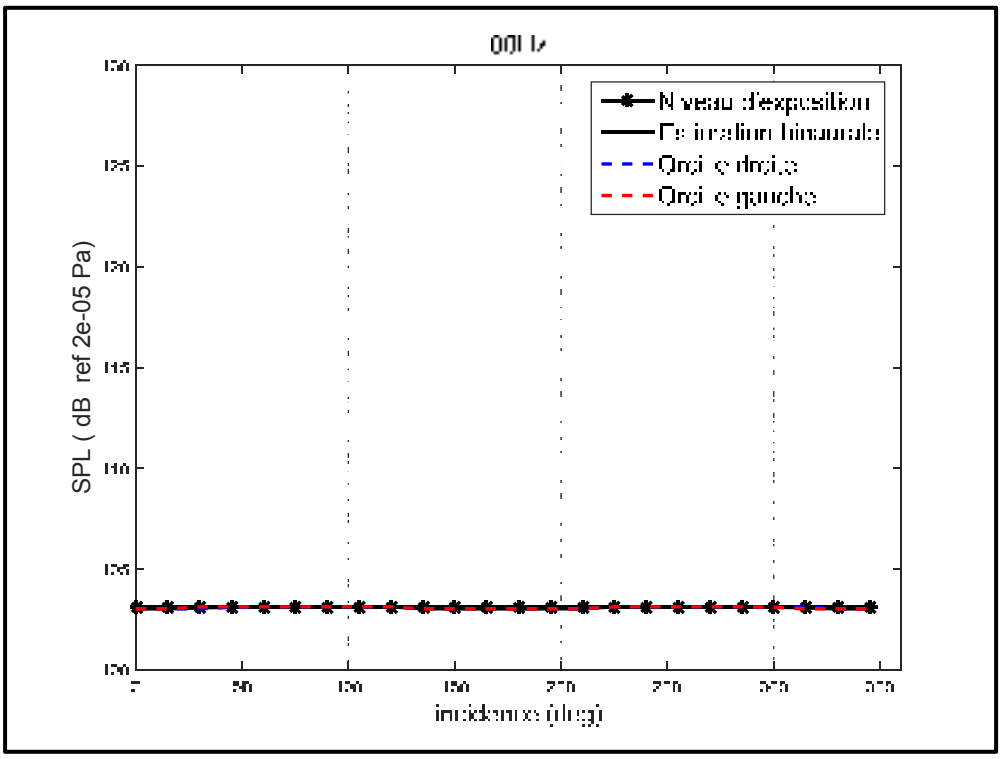


Figure-A VII-3 : Méthode binaurale, 80 Hz

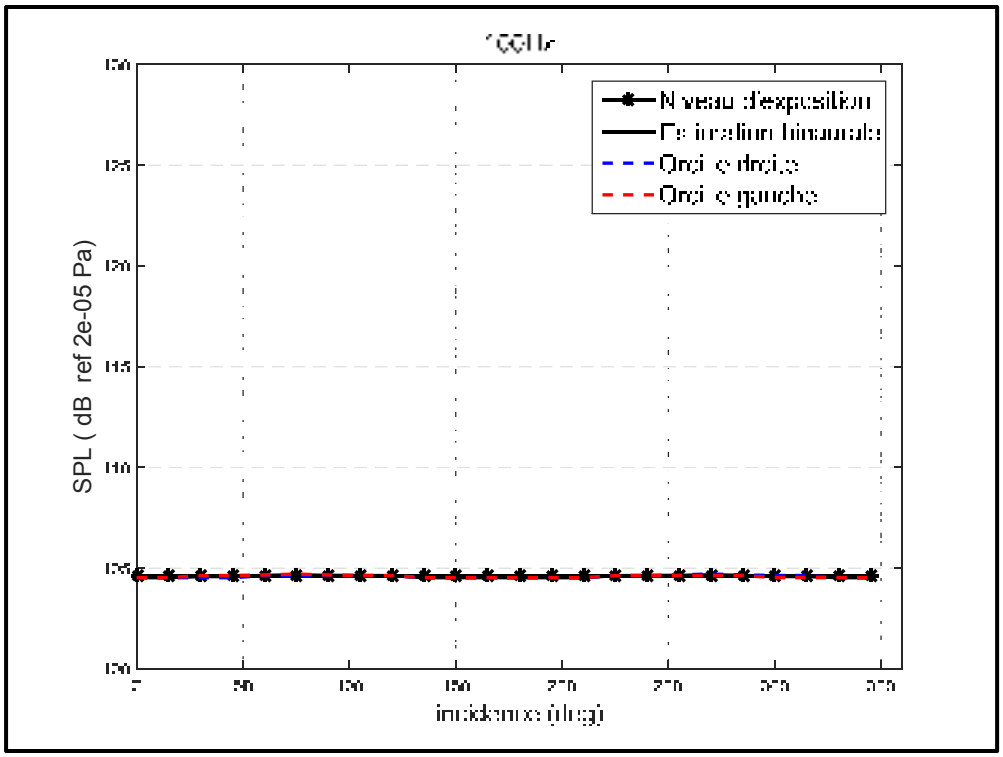


Figure-A VII-4 : Méthode binaurale, 100 Hz

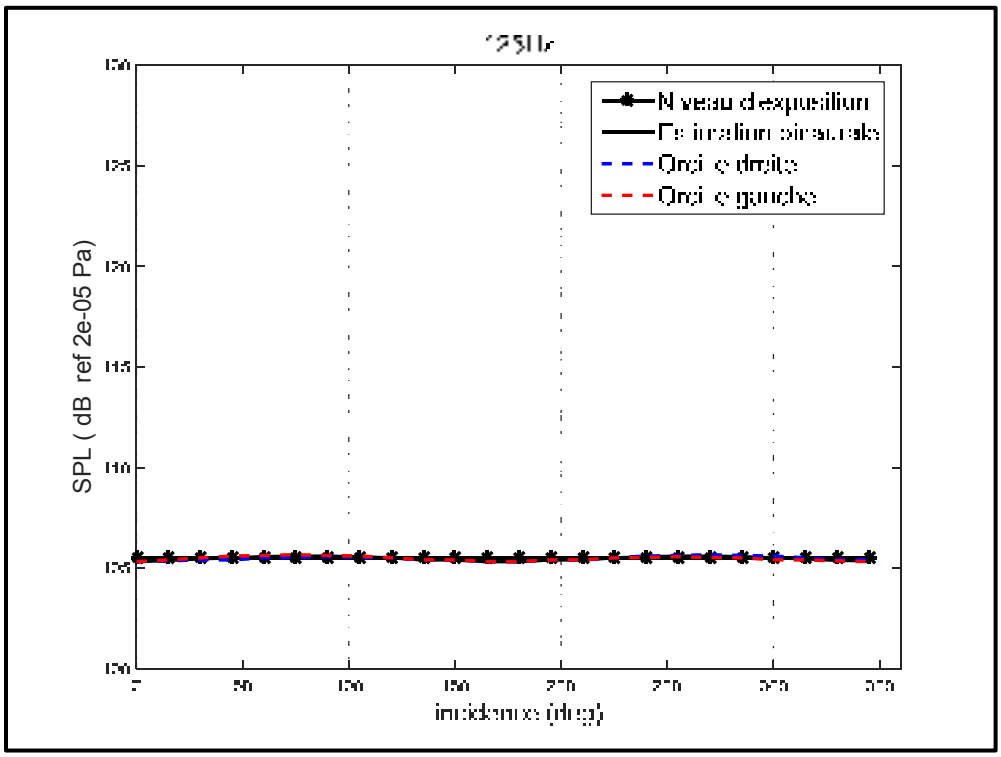


Figure-A VII-5 : Méthode binaurale, 125 Hz

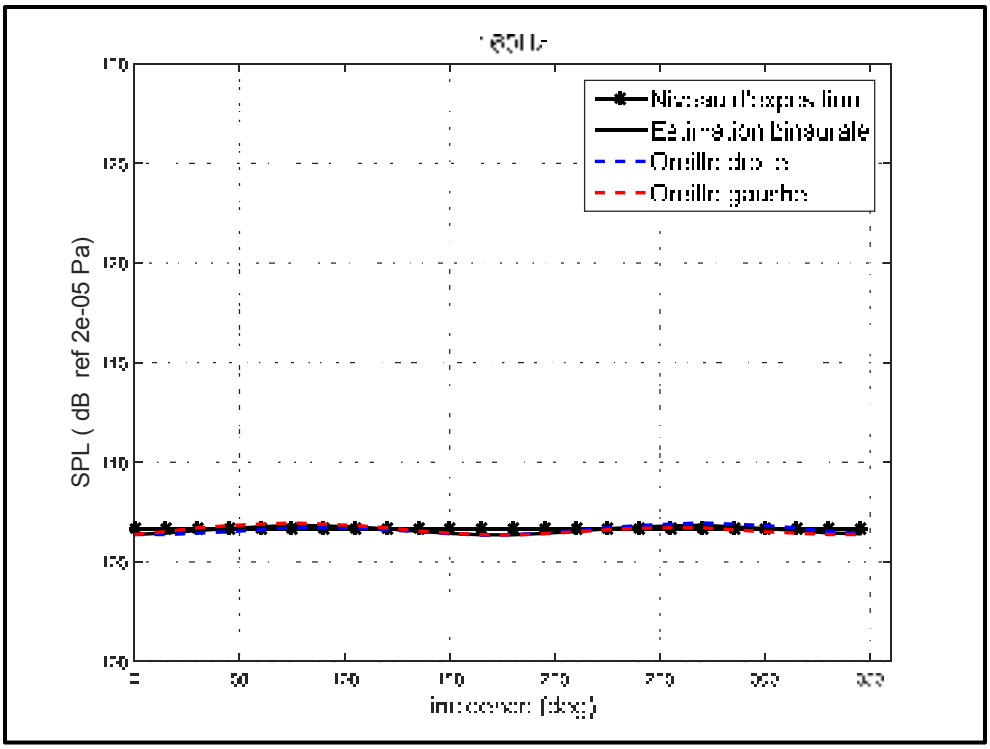


Figure-A VII-6 : Méthode binaurale, 160 Hz

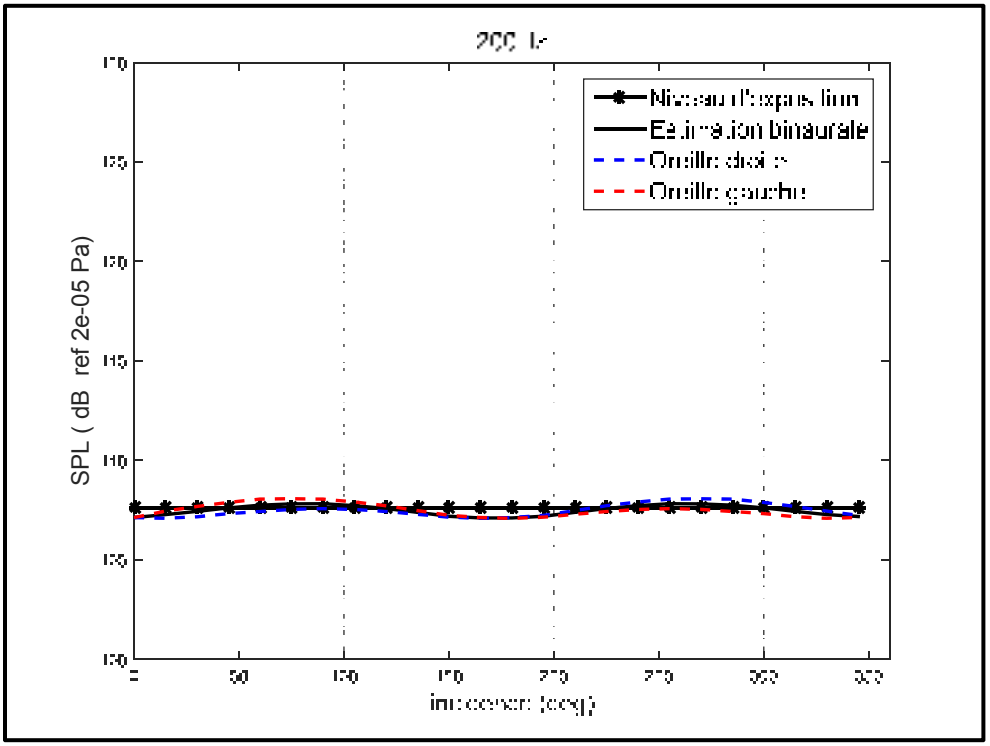


Figure-A VII-7 : Méthode binaurale, 200 Hz

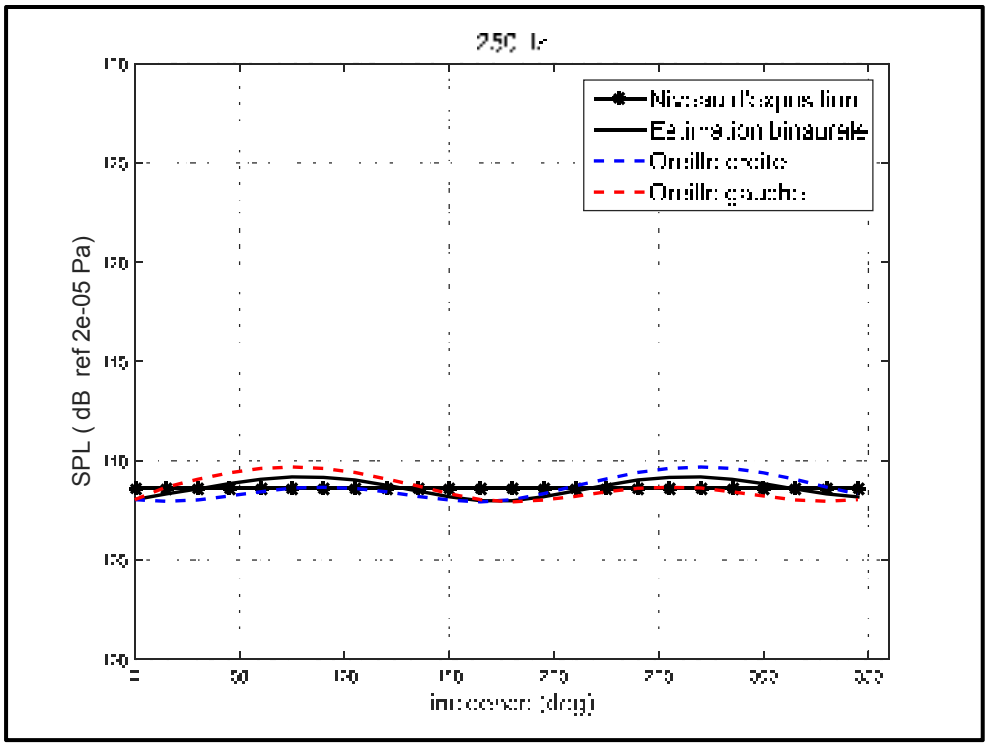


Figure-A VII-8 : Méthode binaurale, 2500 Hz

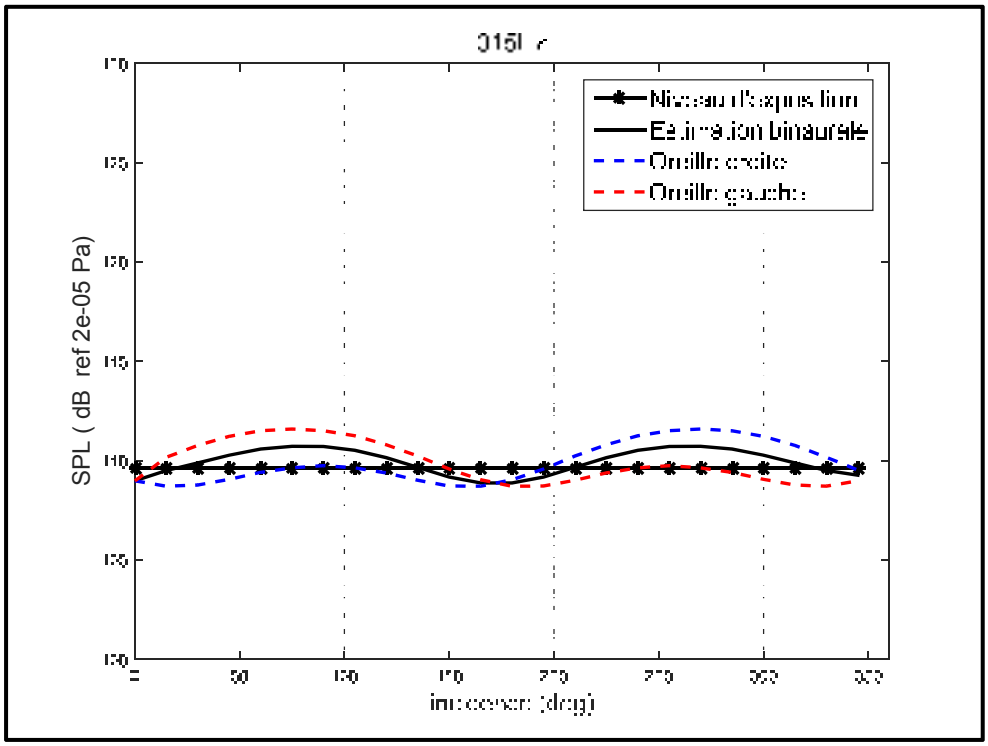


Figure-A VII-9 : Méthode binaurale, 315 Hz

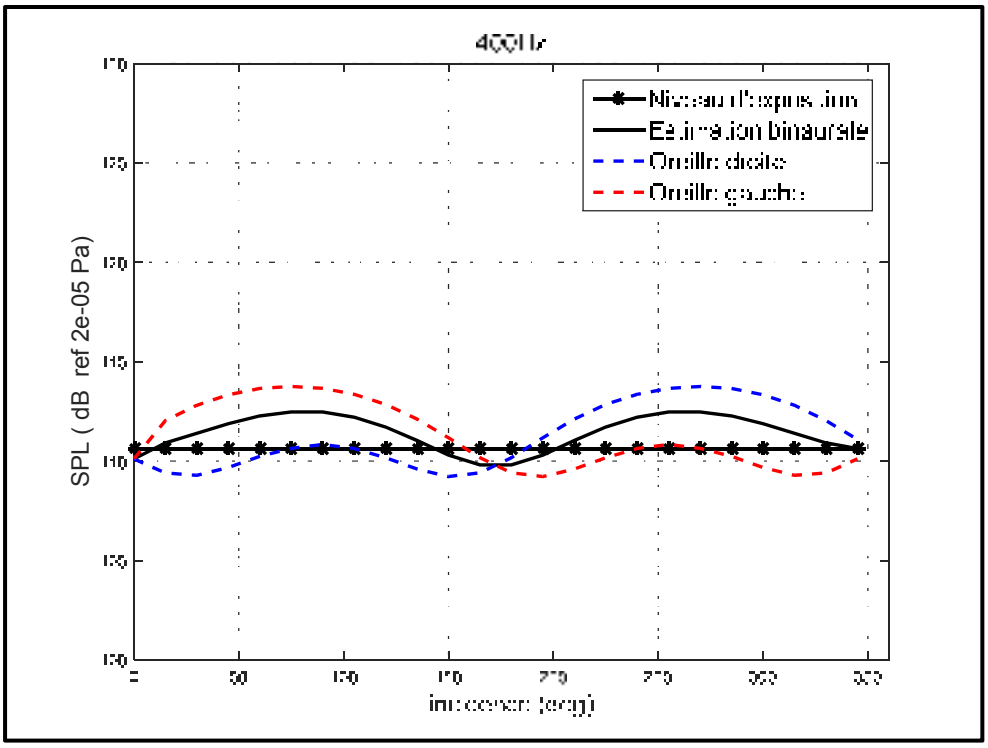


Figure-A VII-10 : Méthode binaurale, 400 Hz

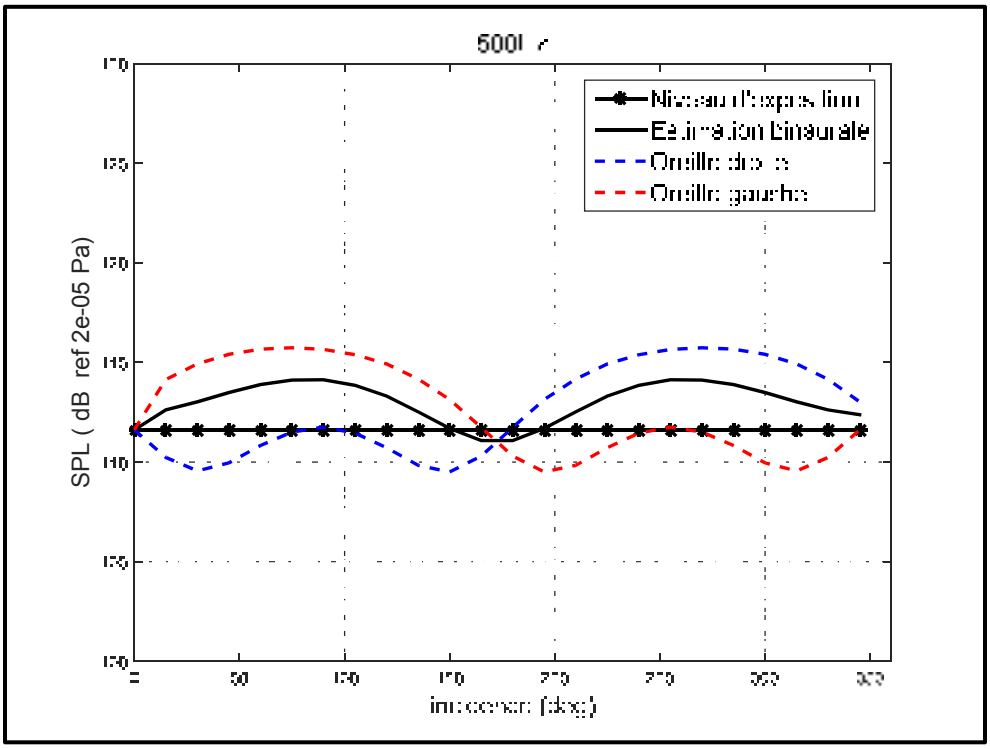


Figure-A VII-11 : Méthode binaurale, 500 Hz

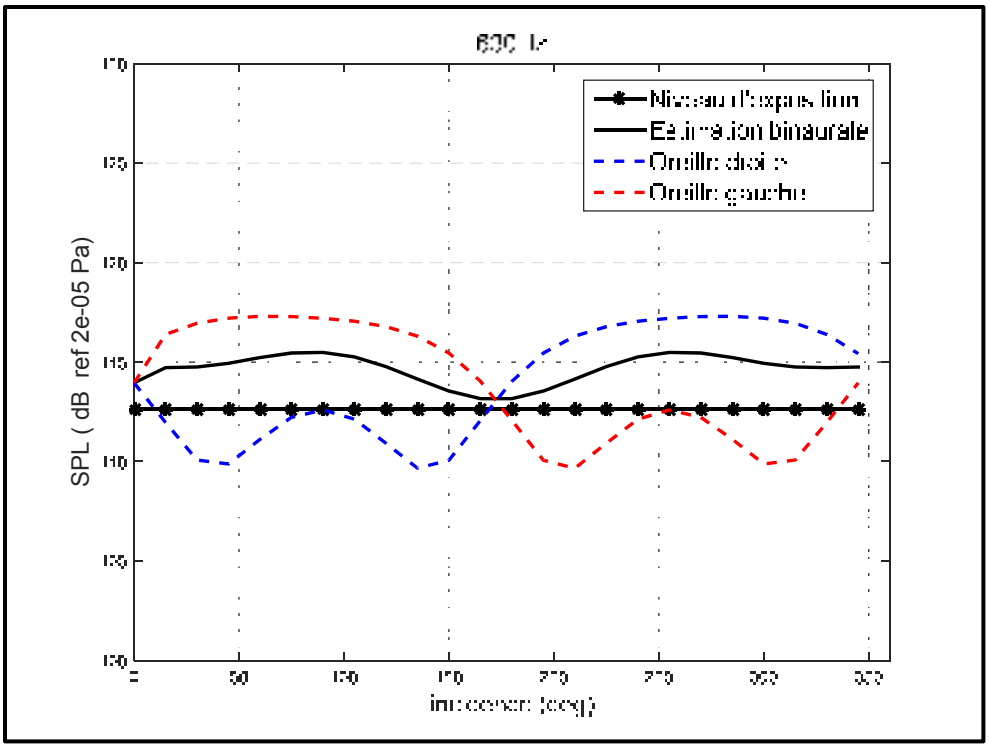


Figure-A VII-12 : Méthode binaurale, 630 Hz

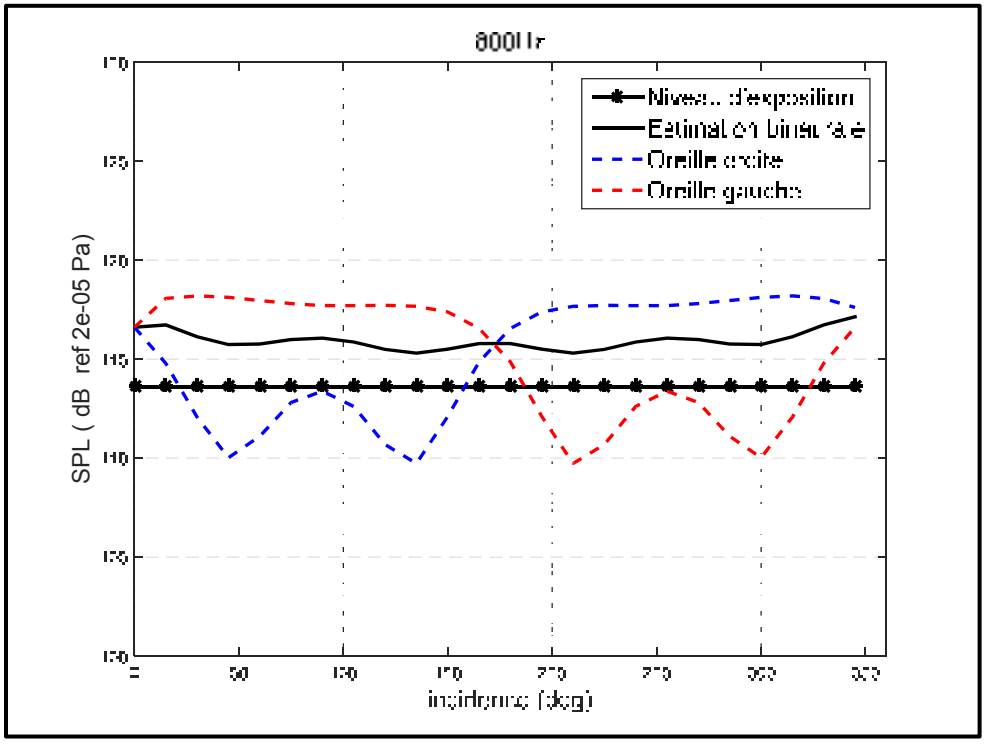


Figure-A VII-13 : Méthode binaurale, 800 Hz

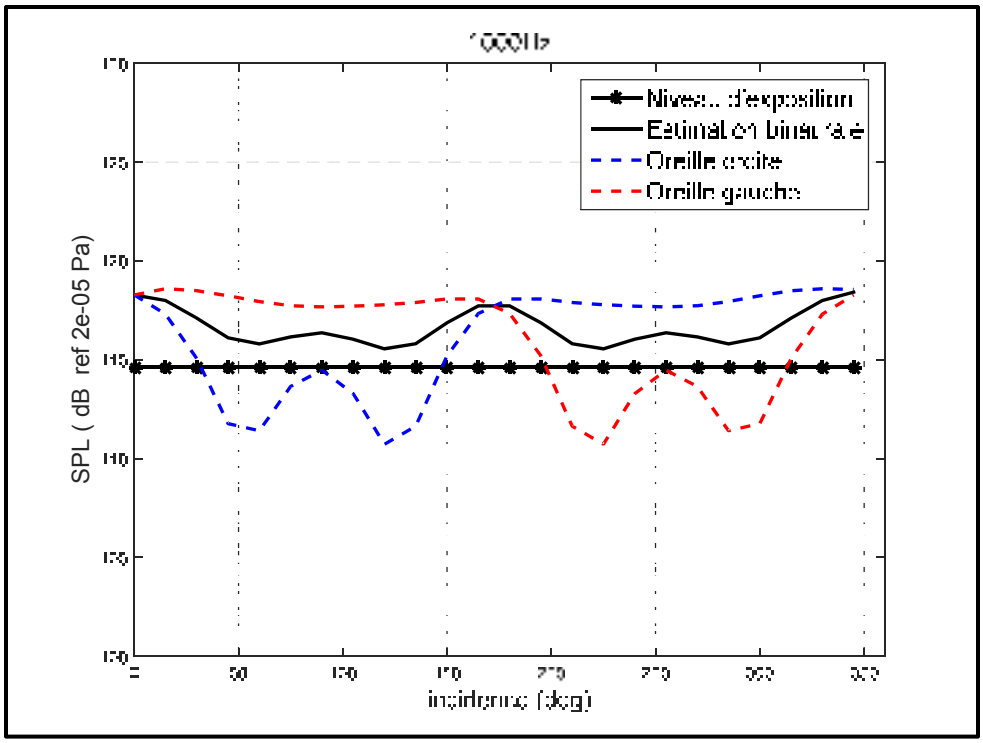


Figure-A VII-14 : Méthode binaurale, 1000 Hz

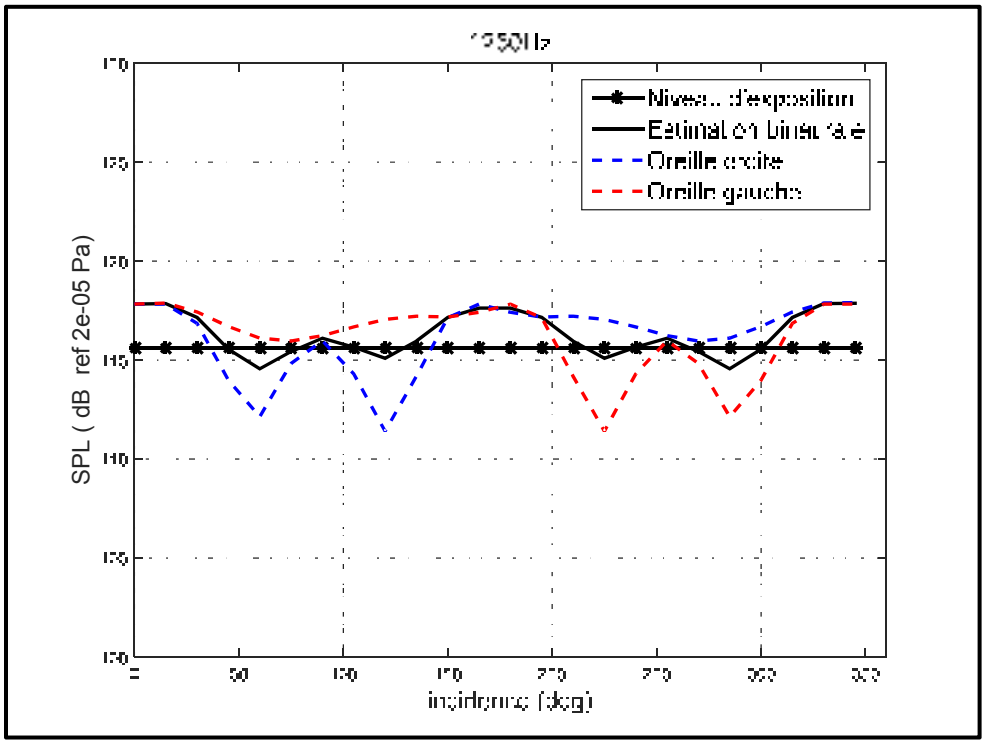


Figure-A VII-15 : Méthode binaurale, 1250 Hz

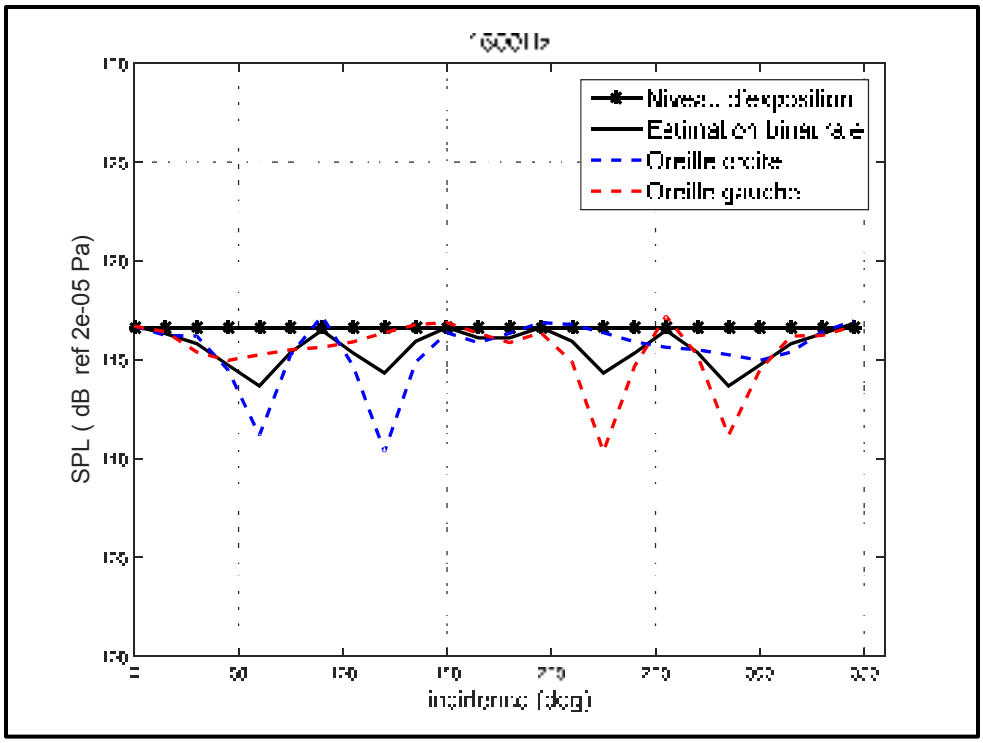


Figure-A VII-16 : Méthode binaurale, 1600 Hz

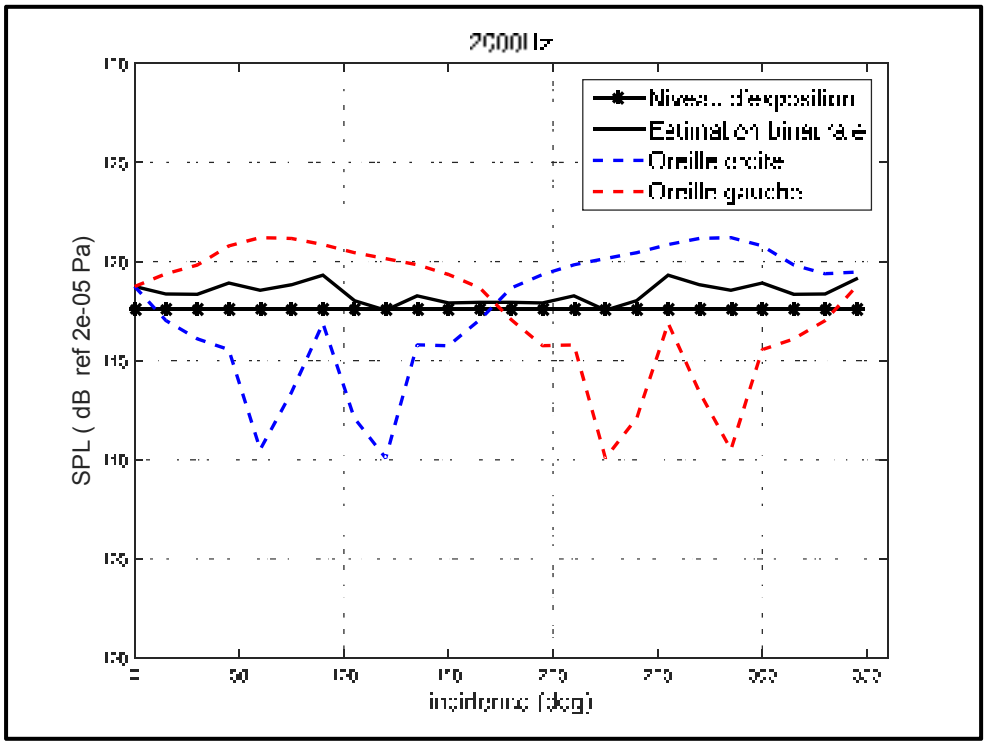


Figure-A VII-17 : Méthode binaurale, 2000 Hz

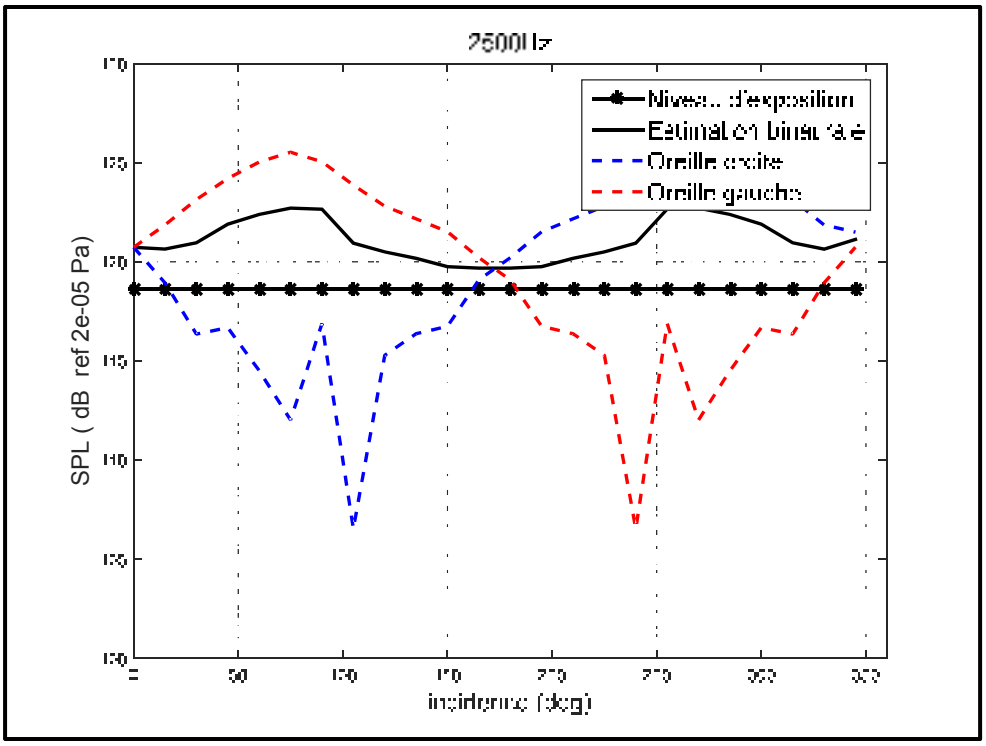


Figure-A VII-18 : Méthode binaurale, 2500 Hz

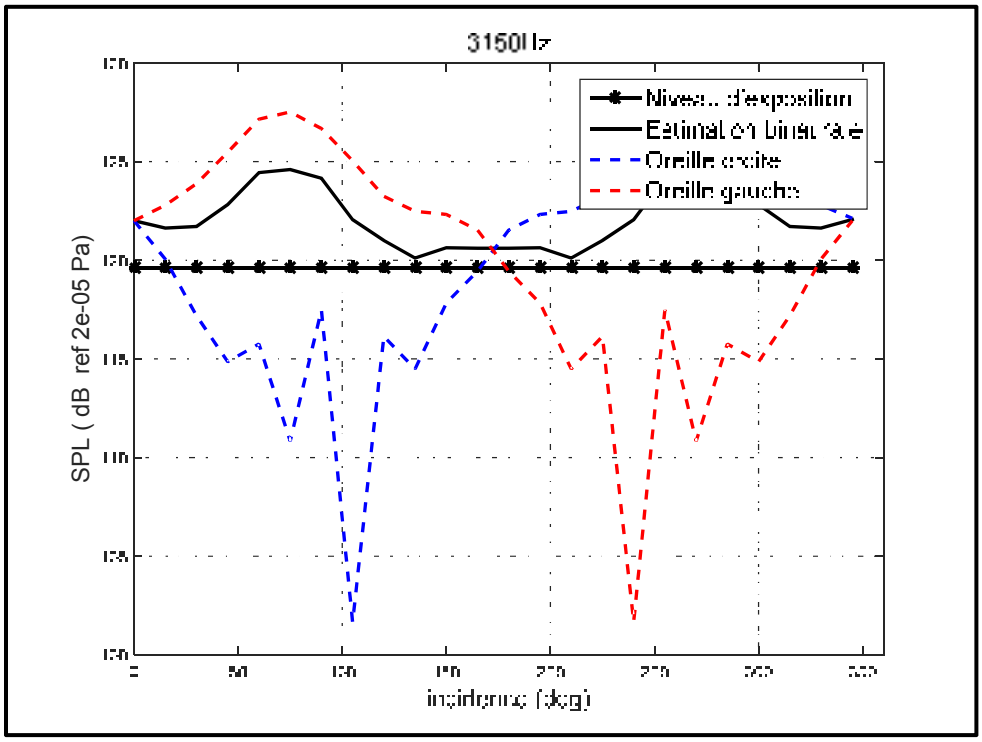


Figure-A VII-19 : Méthode binaurale, 3150 Hz

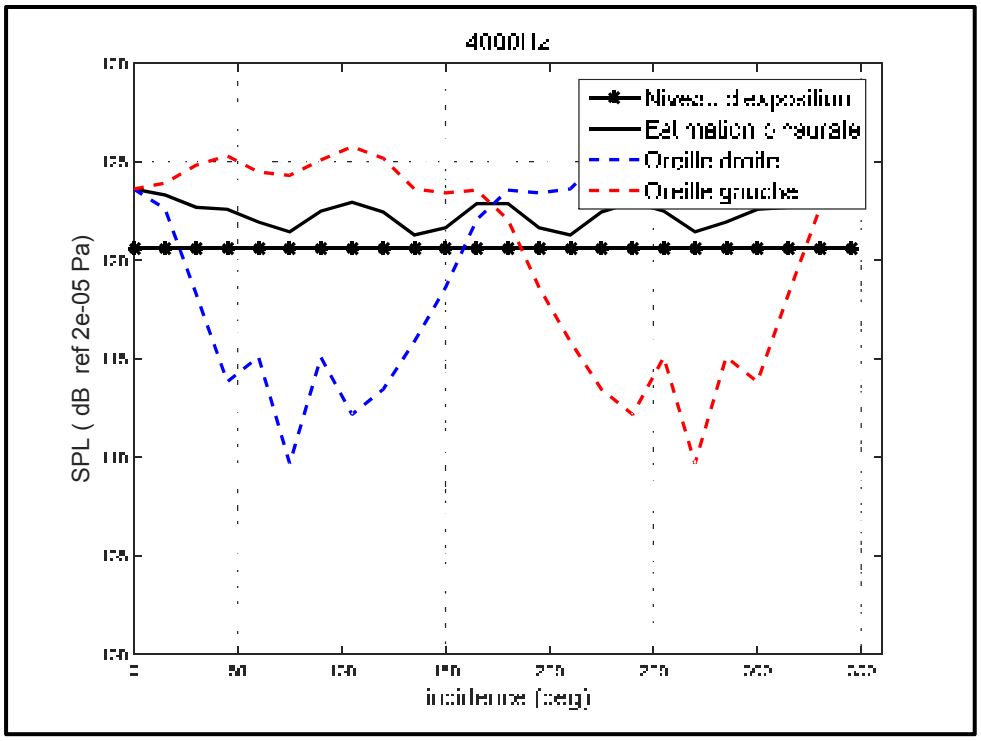


Figure-A VII-20 : Méthode binaurale, 4000 Hz

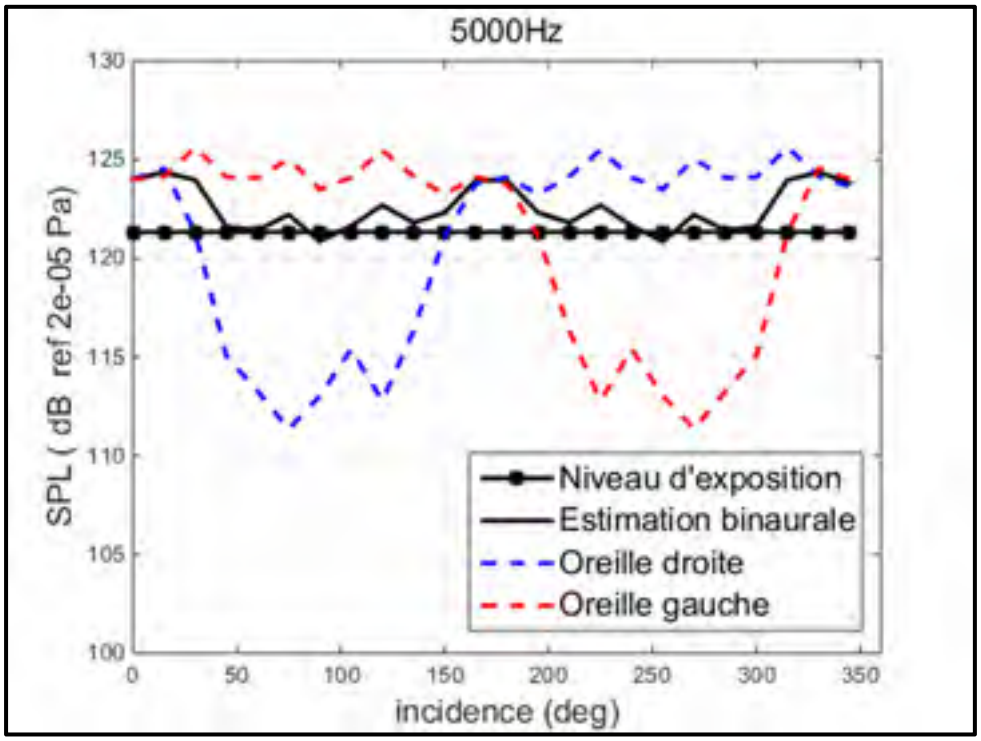


Figure-A VII-21 : Méthode binaurale, 5000 Hz

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Abel, S. M. et D. Rokas. 1986. « The Effect of Wearing Time on Hearing Protector Attenuation ». *J. Otolaryngol.*, vol. Vol. 15, n° no. 5, p. 293‑297.

ANSI. 1974. « Standard for the Measurement of Real-Ear Hearing Protector Attenuation and Physical Attenuation of Earmuffs ». *American National Standards Institute, S3.19-1974*.

ANSI. 1984. *American National Standard Method for the measurement of the real-ear attenuation of hearing protectors*. *Am. Natl. Stand. Inst.*

ANSI. 2008. « Methods for measuring the real-ear attenuation of hearing protectors ». *American National Standard, ANSI S12.6*, p. 31.

ANSI S1.42. (R2011). *American National Standard Design Response of Weighting Networks for Acoustical Measurement*. *Am. Natl. Stand. Inst.*

ANSI S12.68. 2007. « Methods of Estimating Effective A-Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn ». *American National Standards Institute, ANSI S12.68-2007*.

Barham, T. D., M. F. Russell et D. Gooding. 1989. « Improving the Protection Afforded by Earmuffs to Employees who are Exposed to Noise ». *Noise Control Eng. J.*, vol. Vol. 33, n° no. 2, p. 67‑76.

Berenger, J.-P. 1994. « A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves ». *Journal of Computational Physics*, (octobre 1994), p. Pages 185‑200.

Berger, E. H. 1986. « Review and tutorial - methods of measuring the attenuation of hearing protection devices ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 79, n° 6, p. 1655‑1687.

Berger, E. H. 1993. « The Naked Truth About NRRs ». *EARLog#20*, (1993).

Berger, E. H. 2000. « Hearing Protection Device Utilization Around the World ». *Spectrum*, vol. 17, n° Suppl. 1, p. 18.

Berger, E. H. 2005. « Preferred Methods for Measuring Hearing Protector Attenuation ». In *Internoise 2005*. (Rio de Janeiro, Brazil, 2005). Institute of Noise Control Engineering (INCE).

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, n° 1, p. 81‑94.

Berger, E. H et I. Mitchell. 1989. « Measurement of the Pressure Exerted by Earmuffs and its Relationship to Perceived Comfort ». *Applied Acoustics*, vol. 27, p. 79‑88.

Berger, E. H., L. H. Royster et D. P. Driscoll. 2003. *The noise manual*, Revised Fifth edition. AIHA Press, 796 p.

Berger, E. H., J. Voix et R. W. Kieper. 2007. « Methods of Developing and Validating a Field-MIRE Approach for Measuring Hearing Protector Attenuation ». *Spectrum Suppl. 1*, vol. 24, p. 22.

Berger, Elliott H. 1986. « Review and tutorial - methods of measuring the attenuation of hearing protection devices ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. vol. 79, n° no. 6, p. 1655–1687.

Berger, Elliott H. 1992. « Development of a laboratory procedure for estimation of the field performance of hearing protectors ». In *Hearing Conservation Conference*. (1992), p. pp. 41‑50.

Berger, Elliott H. 1999. *Hearing protector testing - let's get real [using the new ANSI Method-B data and the NRR(SF)]*.

Berger, Elliott H., John R. Franks, Alberto Behar et John G. Casali. 1998. « Development of a new standard laboratory protocol for estimating the field attenuation of hearing protection 115 devices. part iii.the validity of using subject-fit data. » *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. vol. 103.

Berger, Elliott H., John R. Franks et F Lindgren. 1996. « International review of field studies of hearing protector attenuation ». In *Scientific Basis of Noise-Induced Hearing Loss*, sous la dir. de A. Axelsson, H. Borchgrevink R. P. Hamernik, P. Hellstrom, D. Henderson, and R. J. Salvi, p. 361–377. New-York : Thieme Medical.

Boyer, Sylvain. 2015. « Étude de la transmission sonore à travers un protecteur de type "coquilles" : modélisation numérique et validation expérimentale ». Thèse de doctorat (Ph.D.), Montréal, Québec, Canada, École de technologie supérieure.

Boyer, Sylvain, Olivier Doutres, Franck Sgard, Frédéric Laville et Jérôme Boutin. 2013. « Sound transfer path analysis to model the vibroacoustic behaviour of a commercial earmuff ». In *International Congress on Acoustics*. (Montreal, 2013), p. 1‑9.

Boyer, Sylvain, Olivier Doutres, Franck Sgard, Frédéric Laville et Jérôme Boutin. 2014. « Objective assessment of the sound paths through earmuff components ». *Applied Acoustics*, vol. 83, n° C, p. 76‑85. <http://doi.org/10.1016/j.apacoust.2014.03.017>.

Boyer, Sylvain W, Olivier Doutres, Franck Sgard, Frédéric Laville et JM Boutin. 2013. « Sound transfer path analysis to model the vibroacoustic behavior of a commercial earmuff. » *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 133, n° 5, p. 3236–3236.

Brueck, Liz. 2009. *Real world use and performance of hearing protection*. RR 720. England : Health and Safety Laboratory (HSE), pp. 1‑74 p.

Brummund, Martin. 2014. « Study of the occlusion effect induced by an earplug: numerical modelling and experimental validation ». Thèse de doctorat (Ph.D.), Montréal, Québec, Canada, École de technologie supérieure.

Brummund, Martin, Franck Sgard, Petit, Yvan et Frédéric Laville. 2011. « A simplified axi-symmetric finite element model of the human outer ear to determine the earplug induced auditory occlusion effect ». In *162nd Meeting Acoustical Society of America*. (San Diego, CA, USA, 12 octobre 2011), p. 2469.

Brummund, M.K., F. Sgard, Y. Petit et F. Laville. 2014. « Three-dimensional finite element modeling of the human external ear: simulation study of the bone conduction occlusion effect ». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 135, n° 3, p. 1433–1444.

Brutel-Vuilmet, C., Guigou-Carter, C. et Villot, M. 2007. « A Study of the Influence of Incidence Angle on Sound Reduction Index Using NAH-Phonoscopy ». *Acta Acustica united with Acustica*, (2007), p. 364‑374.

Burks, J. A. et K. L. Michael. 2003. « A New Best Practice for Hearing Conservation: The Exposure Smart Protector (ESP) ». In *Noise-Con 2003*. (Washington D.C., USA, 2003). D. K. Holger and G. C. Maling, Jr.

Burnett, David S. 1994. « A three-dimensional acoustic infinite element based on a prolate spheroidal multipole expansion ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 96, n° 5, p. 2798‑2816. <http://doi.org/10.1121/1.411286>.

Byrne, DavidC, RickieR Davis, PeterB Shaw, BurgundyM Specht et AmyN Holland. 2011. « Relationship between comfort and attenuation measurements for two types of earplugs ». *Noise and Health*, vol. 13, n° 51, p. 86. <http://doi.org/10.4103/1463-1741.77193>.

Byrne, David C. et Efrem R. Reeves. 2008. « Analysis of nonstandard noise dosimeter microphone positions ». *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. vol. 5.

Casali, J. G., D. W. Mauney et J. A. Burks. 1995. « Physical versus Psychophysical Measurement of Hearing Protector Attenuation - a.k.a. MIRE vs. REAT ». *Sound and Vibration*, vol. 27, n° 7, p. 20‑27.

Casali, J. G. et M. -Y. Park. 1990. « Attenuation of Four Hearing Protectors Under Dynamic Movement and Different User Fitting Conditions ». *Human factors*, vol. 32, n° 1, p. 9‑25.

Casali, John G. 1992. « Comfort: The "Other" Criterion for Hearing Protector Design and Selection ». In *Hearing Conservation Conference*. (1992), p. pp. 47‑53.

Chang-Myung Lee, Larry H. Royster et Robert D. ciskowski. 1995. « Formulation for an FE and BE coupled problem and its application to the earmuffnext term-earcanal system ». *Engineering Analysis with Boundary Elements*, vol. 16, n° 4, p. 305‑315.

Cheng, C. I. et G. H. Wakefield. 2001. « Introduction to head-related transfer functions (HRTFs): Representations of HRTFs in time, frequency, and space ». *Journal-Audio Engineering Society*, vol. 49, n° 4, p. 231–249.

Chew, W.C. et Liu, Q.H. 1996. « Perfectly matched layers for elastodynamics : A new absorbing boundary condition ». *Journal of Computational Acoustics*, (1996), p. Pages 341‑360.

Chung, D. Y., R. Hardie et R. P. Gannon. 1983. « The Performance of Circumaural Hearing Protectors by Dosimetry ». *Journal of Occupational Medicine*, vol. 15, n° 9, p. 679‑682.

Ciskowski, R.D. et L.H. Royster. 1988. « Boundary element solution to predict transient response of a 3-D coupled fluid cavity-elastic structure system. » In *Boundary Element Methods in Applied Mechanics*, Pergamon Press, p. 545‑554. New York : M. Tanaka & T. A. Cruse.

Daniell, W E, S S Swan, M M McDaniel, J E Camp, M A Cohen et J G Stebbins. 2006. « Noise exposure and hearing loss prevention programmes after 20 years of regulations in the United States ». *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 63, n° 5, p. 343‑351. <http://doi.org/10.1136/oem.2005.024588>.

Daniell, William E., Susan S. Swan, Mary M. McDaniel, John G. Stebbins, Noah S. Seixas et Michael S. Morgan. 2002. « Noise exposure and hearing conservation practices in an industry with high incidence of workers' compensation claims for hearing loss ». *American Journal of Industrial Medicine*, vol. 42, n° 4, p. 309–317. <http://doi.org/10.1002/ajim.10124>.

Davies, J.C. et B.M. Gibbs. 1981. « The oblique incidence measurement of transmission loss by an impulse method ». *Journal of Sound and Vibration*, vol. 74, n° 3, p. 381‑393. <http://doi.org/10.1016/0022-460X(81)90305-9>.

Davis, Rickie R. et W. Karl Sieber. 2002. « Hearing Protector Use in Noise-Exposed Workers: A Retrospective Look at 1983 ». *AIHA Journal*, vol. 63, n° 2, p. 199‑204. <http://doi.org/10.1080/15428110208984705>.

Davis, Rickie et Peter Shaw. 2011. « Heat and humidity buildup under earmuff-type hearing protectors ». *Noise and Health*, vol. 13, n° 51, p. 93‑98. <http://doi.org/10.4103/1463-1741.77200>.

Dixon-Ernst, C. 2007. « Alcoa - Hearing Conservation Program Metrics ». In *American Industrial Hygiene Conference & Exposition*. (Philadelphia, PA, USA, 2007).

Durkt, G. J. 1993. *Field Evaluations of Hearing Protection Devices at Surface Mining Environments*. Pittsburgh, PA, USA : U. S. Dept. of Labor, Mine Safety and Health Admin., 39 p.

E. H. Berger et L.H. Royster. 1996. « In Search of Meaningful Measures of Hearing Protector Effectiveness ». In *21st Annual Conference of the National Hearing Conservation Association*. (San Francisco, California, 1996), p. 29.

Environmental Protection Agency. 1979. *Noise labeling requirements for hearing protectors. Code Fed. Regul. 40CFR Part 211*.

Franks, John R. et John G. Casali. 1993. « Hearing Protector Attenuation from Subject-Fit Methods at the Work Site and in the Laboratory ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. Vol. 94, n° no. 3, p. 1791‑1792.

Franks, John R., William J. Murphy, J. L. Johnson et D. A. Harris. 2000. « Four Earplugs in Search of a Rating System ». *Ear and Hearing*, vol. Vol. 21, n° no. 3, p. 218‑226.

Franks, J. R., W. J. Murphy, D. A. Harris, J. L. Johnson et P. B. Shaw. 2003. « Alternative Field Methods for Measuring Hearing Protector Performance ». *American Industrial Hygiene Association Journal*, vol. 64, n° 4, p. 501‑509.

Gaudreau, M. -A., F. Laville, H. Nélisse et J. Voix. 2008. « Méthode de mesures terrain de l'atténuation F-MIRE de protecteurs auditifs durant un quart de travail ». *Canadian Acoustics*, vol. 36, n° 2, p. 3‑10.

Gaudreau, M. -A., F. Laville, J. Voix et H. Nélisse. 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 (JI-IRI)*, vol. 1, n° 2, p. 65‑85.

Gaudreau, Marc-André, Frédéric Laville, Jérémie Voix et Hugues Nelisse. 2007. « Variabilité de l'atténuation des protecteurs auditifs mesurée par la méthode Field-MIRE en fonction de la direction du son incident et des bruits du porteur ». In *CAA annual conference*. (2007), p. 80‑81.

Gerges, S.N., F. Vergara et R.S. Birch. 2000. « Finite element method (FEM) model for the hearing protector noise attenuation for impulsive noise ». In *Internoise*. (Nice, France, 2000), p. 4.

Gerges, S. N.Y. 2012. « Earmuff Comfort ». *Applied Acoustics*, vol. 73, p. 1003‑1012.

Giardino, D. A. et G. J. Durkt. 1996. « Evaluation of muff-type hearing protectors as used in a working environment ». *American Industrial Hygiene Association Journal*, vol. 57, n° 3, p. 264‑271.

Goff, R. J. et W. J. Blank. 1984. « A Field Evaluation of Muff-Type Hearing Protection Devices ». *Sound and Vibration*, vol. 18, n° 10, p. 16‑22.

Groenewold, Matthew R., Elizabeth A. Masterson, Christa L. Themann et Rickie R. Davis. 2014. « Do hearing protectors protect hearing?: Do Hearing Protectors Protect Hearing? » *American Journal of Industrial Medicine*, vol. 57, n° 9, p. 1001‑1010. <http://doi.org/10.1002/ajim.22323>.

Hager, Lee. 2006. « New technologies are emerging that will provide easy individual fit testing of HPDs ». *Occupational Health & Safety*.

Hager, Lee et Jérémie Voix. 2006. « Individual field fit testing of hearing protectors – an Field-MIRE approach ». In *American Society of Safety Engineers (ASSE)*. (2006).

Hagerman, Björn, Åke Olofsson, Jun Cheng et Eva Svensson. 1996. « Ear Muff Performance in Impulsive Noise as a Function of Angle of Incidence ». *Acta Acustica united with Acustica*, vol. 82, n° 5, p. 763‑771.

Hammershoi, Dorte et Henrik Moller. 1996. « Sound transmission to and within the human ear canal ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 100, n° 1, p. 408—427. <http://doi.org/10.1121/1.415856>.

Hétu, Richard. 1994. « Mismatches between Audiotry Demands and Capacities in the Industrial Work Environment ». *Audiology*, vol. vol. 33, p. 1‑14.

Hétu, Richard, T. Quoc et al. 1994. *Contraintes d'utilisation de la prothèse auditive en milieu de travail bruyant*.

Hu, Fang Q. 1996. « On Absorbing Boundary Conditions for Linearized Euler Equations by a Perfectly Matched Layer ». *Journal of Computational Physics*, vol. 129, n° 1, p. 201‑219. <http://doi.org/10.1006/jcph.1996.0244>.

Hughson, G. W., R. E. Mulholland et H. A. Cowie. 2002. *Behavioural studies of people's attitudes to wearing hearing protection and how these might be changed*. 028. Edinburgh, UK : Institute of Occupational Medicine, 125 p.

ISO. 1994. « Acoustics - Hearing protectors - Part 2: Estimation of effective A-weighted sound pressure levels when hearing protectors are worn ». *International Standards Organization, ISO 4869-2*.

ISO. 2000. « Acoustics - Determination of sound immisions from sound sources placed closed to the ears - Part 1: Technique using microphones in real ears (MIRE-technique) ». *International Standards Organization, 11904-1*.

Knaus, D., A. Dietz et F. Musiek. 2004. « An Objective Method for Measuring the Attenuation of Hearing Protection Devices Using Otoacoustic Emissions ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 116, n° 4 Pt.2, p. 2596.

Knowles Electronics. 2010. *http://www.knowles.com*.

Kotarbinska, E. et E. Kozlowski. 2009. « Measurement of Effective Noise Exposure of Workers Wearing Ear-Muffs ». *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, vol. 15, n° 2, p. 193‑200.

Kotarbinska, E., E. Kozlowski et W. Barwicz. 2007. « Evaluation of individual exposure to noise when ear-muffs are worn ». In *Noise at Work 2007*. (Lille, France, 2007).

Kozlowski, Emil et Ewa Kotarbinska. 2008. « A comparison of earmuff protection measured in real-world and laboratory conditions ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 123, n° 5, p. 3528. <http://doi.org/10.1121/1.2934475>.

Kusy, A. et A. Damongeot. 1996. « Mesures des performances acoustiques des bouchons d'oreille - Essai d'application de la technique MIRE (Microhone In the Real Ear) ». *Cahier de notes documentaires INRS*, vol. 164, p. 287‑291.

Kusy, Alain et Jacques Châtillon. 2012. « Real-world attenuation of custom-moulded earplugs: Results from industrial in situ F-MIRE measurements ». *Applied Acoustics*, vol. 73, n° 6–7, p. 639 - 647. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.apacoust.2012.02.001>.

Lamarche, Danielle, Jacques Aubin et Sylvie Blouin. 2013. *Statistiques annuelles 2013*. CSST, 158 p.

Lancaster, Jeff et John G. Casali. 2005. « An Integrated MIRE Field Measurement Technique for Predicting Real-Ear Attenuation of a Custom Molded Earplug: Instrumentation and Validation ». In *NHCA - 30th Annual Hearing Conservation Conference*. (2005).

Lemstad, Frank et Roald Kluge. 2004. « Real-world attenuation of muff-type hearing protectors: The effect of spectacles ». In *Joint Baltic-Nordic Acoustics Meeting*. (2004), p. 1‑13.

Møller, Henrik, Dorte Hammershøi, Clemen Boje Jensen et Michael Friis Sørensen. 1995. « Transfer Characteristics of Headphones Measured on Human Ears ». *J. Audio Eng. Soc*, vol. 43, n° 4, p. 203–217.

Morata, T. C., A. C. Fiorini, F. M. Fischer, E. F. Krieg, L. Gozzoli et S. Colacioppo. 2001. « Factors affecting the use of hearing protectors in a population of printing workers ». *Noise & Health*, vol. 4, n° 13, p. 25‑32.

Munjal, M.L. 1993. « Response Of A Multi-layered Infinite Plate To An Oblique Plane Wave By Means Of Transfer Matrices ». *Journal of Sound and Vibration*, vol. 162, n° 2, p. 333‑343. <http://doi.org/10.1006/jsvi.1993.1122>.

Murphy, W. J., E. H. Berger, A. Behar, J. G. Casali, C. Dixon-Ernst, E. F. Krieg, B. T. Mozo, J. D. Royster, L. H. Royster, S. D. Simon et C. Stephenson. 2004. « Development of a new standard laboratory protocol for estimation of the field attenuation of hearing protection devices: sample size necessary to provide acceptable reproducibility ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 115, n° 1, p. 311‑323.

Murphy, W. J., J. R. Franks et D. A. Harris. 1999. « Evaluation of a FitCheck Hearing Protector Test System ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 106, n° 4, Part 2, p. 2263.

Neitzel, Richard, Sebrina Somers et Noah Seixas. 2006. « Variability of Real-World Hearing Protector Attenuation Measurments ». *Ann. Occup. Hyg.*, vol. Vol. 50, n° no. 7, p. 679‑691.

Neitzel, R., S. Somers et N. Seixas. 2006. « Variability of real-world hearing protector attenuation measurements ». *The Annals of Occupational Hygiene*, vol. 50, n° 7, p. 679‑691.

Nélisse, H., M. -A Gaudreau, Jérôme Boutin, F. Laville et Jérémie 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*. R-662. Montréal : Études et recherches / Rapport R-662 / IRSST, 1‑106 p.

Nélisse, H., M. -A. Gaudreau, J. Voix et F. Laville. 2007. « A preliminary study on the measurement of effective hearing protection device attenuation during a work shift ». In *Noise at Work 2007.* (Lille, France, 2007).

Nélisse, H., C. Le Cocq, J. Boutin, J. Voix et F. Laville. 2015. « Systematic evaluation of the relationship between subjective and objective measurement methods of hearing protector devices attenuation ». In *EuroNoise 2015 conference*. (Maastricht, Netherlands, 2015).

Nélisse, Hugues, Marc-André Gaudreau, Jérémie Voix et Frédéric Laville. 2012. « Measurement of hearing protection devices performance in the workplace during full-shift working operations ». *Ann. Occup. Hyg*, vol. 56, n° 2, p. 221‑232.

Nelson DI, Nelson RY, Concha-Barrientos M et Fingernut M. 2005. « The Global Burden of Occupationnal Noise-Induced Hearing Loss ». *American Journal of Industrial Medicine*, vol. Vol. 48, n° no. 6, p. 446‑458.

NIOSH. 1998. « Criteria for a recommended standard - Occupational Noise Exposure ». *National Institute for Occupational Safety and Health*, p. 98‑126.

Organisation mondiale de la santé (OMS). 2001. *Le bruit au travail et le bruit ambiant*.

OSHA. 1998. *Technical Manual-Section III- Chapter 5- Noise Measurement*. *Occup. Saf. Health Adm. - US Dep. Labor*.

Park, M. -Y. et J. G. Casali. 1991. « An empirical study of comfort afforded by various hearing protection devices: Laboratory versus field results ». *Applied Acoustics*, vol. 34, n° 3, p. 151—179. <http://doi.org/10.1016/0003-682X(91)90082-P>.

Perala, Chuck H. et John G. Casali. 2009. « Human subject investigation of MIRE microphone location during insertion loss testing of Active Noise Reduction hearing protectors in active and passive modes ». *Noise Control Engineering Journal*, vol. 57, n° 5, p. 442. <http://doi.org/10.3397/1.3168975>.

Québec, Province. 2015. *Loi sur la santé et la sécurité du travail (L.R.Q., s-2.1,r. 13). Règlement sur la santé et la sécurité au travail (D. 885-2001), articles 130 à 141)*. <http://www2.publicationsduquebec.gouv.qc.ca/dynamicSearch/telecharge.php?type=3&file=/S_2_1/S2_1R13.HTM>.

Regan, D. E. 1975. « Real ear attenuation of personal ear protective devices worn in industry ». Ph.D Thesis, Ann Arbor, MI, Kent State University.

Royster, Julia D., Elliott H. Berger, Carol J. Merry, Charles W. Nixon, William J. Murphy, John R. Franks, Alberto Behar, John G. Casali, Christine Dixon-Ernst et Larry H. Royster. 1996. « Development of a new standard laboratory protocol for estimating the field attenuation of hearing protection devices. part i. research of working group 11, accredited standards committee s12, noise ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. vol. 99, p. 1506‑1526.

Royster, Larry H., Kassem Mourad, Ke Jun Xie et Robert Ciskowski. 1990. « Developments in using the boundary element method (BEM) to investigate the dynamic characteristics for foam earplug-earcanal and earmuff-earcanal systems ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 88, n° S1, p. S9. <http://doi.org/10.1121/1.2029247>.

Schot, Steven H. 1992. « Eighty years of Sommerfeld's radiation condition ». *Historia Mathematica*, vol. 19, n° 4, p. 385‑401. <http://doi.org/10.1016/0315-0860(92)90004-U>.

Schroeter, Juergen et Christoph Posselt. 1986. « The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation. Part II: Modeling the external ear, simulating bone conduction, and comparing test fixture and real-ear data ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. Vol. 80, n° no. 2, p. 505‑527.

Sgard, F, H. Nélisse, J. Boutin, F. Laville, J. Voix et M. -A. Gaudreau. 2009. « Finite element modeling for the evaluation of sound attenuation of hearing protectors ». In *Euronoise 2009*. (Edinburgh, UK, 26 octobre 2009), p. 9.

Sgard, Franck, Noureddine Atalla et Jean Nicolas. 1994. « Coupled FEM-BEM approach for mean flow effects on vibro-acoustic behavior of planar structures ». *AIAA Journal*, vol. 32, n° 12, p. 2351‑2358. <http://doi.org/10.2514/3.12299>.

Sgard, Franck, Martin Brummund, Guilhem Viallet, Sylvain Boyer, Yvan Petit, Frédéric Laville et Jérôme Boutin. 2012. « Acoustic finite element modeling of hearing protection devices ». In *Internoise*. (New-York, NY, 2012).

Sgard, Franck, H. Nélisse, Marc-André Gaudreau, Jérôme Boutin, Jérémie Voix et Frédéric Laville. 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 2 : Étude préliminaire d'une modélisation des protecteurs auditifs par éléments finis*. IRSST - Rapport R-680, 115 p.

Shaw, E. A. G. et G. J. Thiessen. 1958. « Improved Cushion for Ear Defender ». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 30, n° 1, p. 24‑36.

Sides, Jonathan D. 2004. « Low Frequency Modeling and Experimental Validation of Passive Noise Attenuation in Ear Defenders ». Blacksburg, Virginia, 96 p. <http://scholar.lib.vt.edu/theses/available/etd-08202004-100252/unrestricted/MasterPDF3.pdf>. Consulté le 22 novembre 2012.

Soli, S. D., A. Vermiglio et V. D. Larson. 2005. « A System for Assessing the Fit of Hearing Protectors in the Field ». *Spectrum Suppl. 1*, vol. vol. 22, p. 25.

Sonomax Hearing Healthcare Inc. 2010. *http://sonomax.com*. <http://sonomax.com/>.

Suter, Alice H. 1992. « The effects of Hearing Protectors on the Perception of Speech and Warning Signals ». In *Communication and Job Performance in Noise*. vol. Chapter 3. Maryland, USA : ASHA Monograph. 28.

Takane, Shouichi, Daisuke Arai, Tohru Miyajima, Kanji Watanabe, Yôiti Suzuki et Toshio Sone. 2002. « A database of Head-Related Transfer Functions in whole

directions on upper hemisphere ». *Acoustical Science and Technology*, vol. 23, n° 3, p. 160‑162. <http://doi.org/10.1250/ast.23.160>.

Toivonen, M., R. Paakkonen, S. Savolainen et K. Lehtomaki. 2002. « Noise Attenuation and Proper Insertion of Earplugs into Ear Canals ». *Ann. Occup. Hyg.*, vol. Vol. 46, n° no. 6, p. 527‑530.

Valentin, Olivier, Michael Sasha John et Frédéric Laville. 2014. « Measurement of hearing-protector attenuation using auditory steady state responses ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 135, n° 4, p. 2188‑2188. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.1121/1.4877125>.

Viallet, Guilhem, Franck Sgard, Frédéric Laville et Jérome Boutin. 2013. « Axisymmetric versus three-dimensional finite element models for predicting the attenuation of earplugs in rigid walled ear canals ». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 134, n° 6, p. 4470‑4480.

Viallet, Guilhem, Franck Sgard, Frédéric Laville et Jérôme Boutin. 2014. « A finite element model to predict the sound attenuation of earplugs in an acoustical test fixture ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 136, n° 3, p. 1269‑1280. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.1121/1.4890645>.

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 ». In *La recherche sur le bruit en milieu de travail*. (IRSST, 2007).

Voix, J. 2006. « Mise au point d'un bouchon d'oreille "intelligent" ». Thèse de doctorat, Montréal (Canada), École de Technologie Supérieure, 223 p.

Voix, Jérémie et Frédéric Laville. 2002. « Expandable earplug with smart custom fitting capabilities ». In *InterNOISE 2002*. (2002).

Voix, Jérémie et Frédéric Laville. 2004. « New method and device for customizing in situ a hearing protector ». *Canadian Acoustics / L'Acoustique Canadienne*, vol. Vol. 32, n° no. 3, p. 86‑87.

Voix, Jérémie et Frédéric Laville. 2009. « The objective measurement of individual earplug field performance ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. vol. 125, p. 3722 ‑ 3732.

Voix, Jérémie, Frédéric Laville et Jean Zeidan. 2002. « Filter Selection to Adapt Earplug Performances to Sound Exposure ». *Canadian Acoustics / L'Acoustique Canadienne*, vol. Vol. 30, n° no. 122, p. 122‑123.

Wilde, G.L. et L.E. Humes. 1987. « Measurement of the Attenuation Characteristics of Nonlinear Hearing Protective Devices Using the auditory Brain Stem Response ». *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 81, n° 3, p. 730‑733.

Williams, Warwick. 2007. « Clamping pressure and circum-aural earmuffs ». *Noise and Health*, vol. 9, n° 35, p. 45‑50. <http://doi.org/10.4103/1463-1741.36980>.

Williams, Warwick. 2009. « Is It Reasonable to Expect Individuals to Wear Hearing Protectors for Extended Periods? » *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, vol. 15, n° 2, p. 175‑181.

Wu, Mingyu, Steven Guffey, Brandon Takacs et Kevin Michael. 2013. « Variability in Fit Test Result for Earplugs and the Fraction of Noise Exposure Dose of Coal Miners due to Failure to Wear ». *International Journal of Occupational Hygiene; Vol 5, No 3 (2013)*. <http://ijoh.tums.ac.ir/index.php/ijoh/article/view/146>.

Xie, K-J., R.D. Ciskowski, et L.H. Royster. 1988. « An investigation of wave propagation in viscoelastic media modeled by fractional derivative using the boundary element method. » In *Boundary Element Methods in Applied Mechanics*, Pergamon Press, p. 523‑531. New York : M. Tanaka & T. A. Cruse.

Zera, J., K. Kochanek, A. Pilka et R. Mlynski. 2007. « Attenuation of hearing protectors assessed by auditory brainstem response ». In *Noise at Work 2007*. (Lille, France, 2007).

Zwislocki, J. 1955. « Design and Testing of Earmuffs ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 27, n° 6, p. 1154‑1163. <http://doi.org/10.1121/1.1908149>.

Zwislocki, J. 1961. *An investigation of certain means of sound attenuation at the ear*. Syracuse University Research Institute, 133 p.