Institut de recherche
Robert-Sauvé en santé
et en sécurité du travail

Développement d'une méthode de mesure de l'exposition sonore effective intra-auriculaire pour une utilisation en milieu de travail

Hugue Nélisse
Fabien Bonnet
Marcos Nogarolli
Jérémie Voix

RAPPORTS SCIENTIFIQUES

R-1126-fr

PRÉVENTION DES RISQUES
MÉCANIQUES
ET PHYSIQUES

NOS RECHERCHES
travaillent pour vous !

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement.
www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique InfoIRSST

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2021
ISBN : 978-2-89797-149-6

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca

© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail

Avril 2021

Développement d'une méthode de mesure de l'exposition sonore effective intra-auriculaire pour une utilisation en milieu de travail

Hugues Nélisse[1], Fabien Bonnet[2], Marcos Nogarolli[2], Jérémie Voix[2]

[1] IRSST
[2] École de technologie supérieure (ÉTS)

RAPPORTS SCIENTIFIQUES

R-1126-fr

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude,la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.
Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

Cette publication est disponible en version PDF sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

ÉVALUATION PAR DES PAIRS
Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les auteurs du rapport tiennent à remercier les membres du comité de suivi qui ont soutenu le projet tout au long de son déroulement. Par leurs conseils, leurs suggestions et les échanges qu'ils ont favorisés lors des rencontres, ils ont contribué à l'aboutissement de ces travaux et à l'assurance de leurs liens concrets avec les besoins des milieux de travail. Les auteurs tiennent aussi à témoigner leur gratitude envers les personnes qui ont participé aux essais en laboratoire.

SOMMAIRE

De nombreux travailleurs sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'endommager leur audition. De ce fait, la mesure de l'exposition sonore est essentielle afin d'identifier et d'évaluer des solutions correctives pour protéger adéquatement les travailleurs. Cependant, les méthodes et les technologies de mesure actuelles ne permettent généralement pas de déterminer avec précision l'exposition au bruit subie par un individu sur son lieu de travail. La dosimétrie intraauriculaire est une solution prometteuse pour pallier un certain nombre de problèmes liés aux méthodes de mesure conventionnelles, mais cette méthodologie est fragilisée de trois façons : 1) l'exposition sonore mesurée dans le conduit auditif peut être grandement influencée par les perturbations sonores induites par le porteur de protecteurs auditifs; 2) des corrections acoustiques sont requises pour pouvoir comparer les niveaux de bruit mesurés dans le conduit auditif aux limites d'exposition définies dans les différentes normes et réglementations; 3) des questions subsistent quant à l'effet d'une occlusion du conduit auditif sur la sensibilité auditive.

Ce document constitue un rapport d'étude en quatre volets, et dont les trois premiers répondent aux trois problématiques susmentionnées. Tout d'abord, les résultats de tests d'égalisation de sonie effectués avec 18 sujets humains suggèrent que la charge acoustique appliquée au conduit auditif n'affecte en rien la sensibilité auditive, et que le risque de dégradation de l'ouïe engendré par une pression acoustique donnée au tympan est donc indépendant du port ou non de protecteurs auditifs. Ensuite, des méthodes et une instrumentation ont été développées pour permettre une calibration individuelle, sur le terrain, des dosimètres intraauriculaires (DIA). Une série d'expériences impliquant des participants humains ont montré, pour la première fois, que ces méthodes, ainsi que les prototypes utilisés, peuvent servir à déterminer des corrections acoustiques individuelles pour une dosimétrie intraauriculaire pratiquée en oreille ouverte, ou encore sous un bouchon protecteur ou un casque antibruit. Enfin, ces mêmes prototypes ont été utilisés pour le développement d'une approche visant à détecter, et à exclure au besoin, les perturbations sonores émises par un individu alors qu'il est équipé d'un DIA. Cette approche, testée en laboratoire avec 14 sujets humains, s'est avérée particulièrement efficace dans le cas de mesures effectuées sous un bouchon d'oreille. Le quatrième volet traite de la conception et de la réalisation de dispositifs de mesures intraauriculaires et de l'implémentation en temps réel des algorithmes de mesure développés au cours de ce projet de recherche à des fins d'utilisation en milieu de travail.

De façon générale, ce rapport présente les méthodes, outils et connaissances développés pour permettre la mesure individuelle de l'exposition sonore effective intra-auriculaire en milieu de travail. En réduisant significativement le nombre de contraintes associées aux DIA, de tels travaux devraient avoir des répercussions considérables en matière de prévention des risques de traumatisme auditif liés à l'activité professionnelle. Les résultats obtenus montrent que l'ensemble des développements scientifiques réalisés peuvent d'ores et déjà être considérés dans le cadre de mesures-terrains s'appliquant à des travailleurs équipés de bouchons d'oreille, et est particulièrement adapté pour des individus évoluant dans des milieux principalement réverbérants et soumis à une faible proportion de bruits impulsifs. Les perspectives de travail mises en avant dans ce rapport permettront néanmoins d'élargir significativement ces champs d'application afin de couvrir une large gamme de conditions de bruit et de port de protecteurs auditifs.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS ..... **i**

SOMMAIRE ..... **iii**

LISTE DES TABLEAUX ..... **ix**

LISTE DES FIGURES ..... **xi**

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS ..... **xiii**

1. INTRODUCTION **1**

1.1 Contexte 1
1.2 Problématique de recherche 1
1.2.1 La mesure de l'exposition au bruit, un vaste problème 1
1.2.2 Problématiques des dosimètres intraauriculaires 1

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES **3**

2.1 Introduction 3
2.2 Rappels sur les normes et réglementations en vigueur 3
2.3 État des connaissances sur la mesure de l'exposition au bruit des travailleurs 5
2.3.1 Méthodes normalisées de mesure de l'exposition sonore 5
2.3.2 État de l'art des instruments de mesure de l'exposition sonore 6
2.3.3 Nouvelles tendances en matière de mesure de l'exposition sonore 8
2.4 Problématiques associées à la dosimétrie intraauriculaire 9
2.4.1 Conversion en champ libre des niveaux de bruit intraauriculaires 9
2.4.2 Influence des perturbations sonores induites par le porteur 12
2.4.3 Sensibilité auditive en oreille occluse 14

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE **17**

3.1 Objectifs 17
3.2 Volets de l'étude et organisation du rapport 17

4. EFFET DE L'OCCLUSION DU CONDUIT AUDITIF SUR LA SENSIBILITÉ AUDITIVE **19**

4.1 Méthodologie 19
4.1.1 Principe de la méthode utilisée 19
4.1.2 Sélection des participants 19
4.1.3 Instrumentation 19
4.1.4 Procédures d'égalisation de sonie 22
4.1.5 Stimuli sonores 23

4.2 Résultats 23

5. CALIBRATION INDIVIDUELLE ET *IN SITU* DES DOSIMÈTRES INTRAAURICULAIRES 27

5.1 Concepts de base sur l'acoustique du conduit auditif ouvert (non occlus) 27
5.1.1 Modèle analytique 28
5.1.2 Mesures avec sujets humains en oreille ouverte 28
5.1.3 Comparaisons modèle-mesures 29
5.1.4 Calcul du facteur de correction individuel MEC 31
5.1.5 Estimation des niveaux au tympan avec sujets humains en oreille ouverte 33
5.2 Canal auditif occlus par un bouchon 34
5.3 Présentation sommaire des dispositifs de mesures 37
5.3.1 Oreillette de mesure (OED) 37
5.3.2 Bouchon dosimétrique (CEP) 37
5.4 Oreillettes de mesures : essais avec sujets humains 38

6. MÉTHODE POUR DÉTECTER ET EXCLURE LES PERTURBATIONS INDUITES PAR LE PORTEUR 41

6.1 Méthode 41
6.1.1 Description 41
6.1.2 Optimisation des paramètres 45
6.2 Résultats 49
6.2.1 Exemples de résultats individuels 49
6.2.2 Performances de l'algorithme proposé 51
6.2.3 Résultats avec d'autres types de protecteurs auditifs 52
6.3 Discussion 53

7. BOUCHON DOSIMÉTRIQUE : PRISE EN COMPTE D'UN ÉVENTUEL RETRAIT, DE LA CONDUCTION OSSEUSE ET DES BRUITS DU PORTEUR 55

7.1 Prise en compte d'un éventuel retrait du protecteur 55
7.2 Prise en compte de la conduction osseuse 57
7.3 Prise en compte des perturbations sonores induites par le porteur (WID) 58

8. IMPLÉMENTATION EN TEMPS RÉEL DES ALGORITHMES ET DÉPLOIEMENT AU SEIN D'UN APPAREIL DE MESURE EMBARQUÉ 61

8.1 Mise en contexte 61
8.2 Développement du système d'acquisition et de mesure 62
8.3 Développement des dispositifs intraauriculaires 62
8.4 Implémentation des algorithmes et développements logiciels 65
8.5 Tests de vérification et de validation 65
8.6 Résultats expérimentaux obtenus 67

8.7 Discussion 68
8.7.1 Choix et design mécanique 68
8.7.2 Choix du langage de programmation 69
8.7.3 Portée des tests de validation effectués 69
8.8 Conclusions et retombées de l'activité 70

9. DISCUSSION 71

9.1 Synthèse des développements scientifiques 71
9.1.1 Critère de risque auditif en oreille occluse 71
9.1.2 Corrections acoustiques individuelles 72
9.1.3 Distinction des perturbations sonores induites par le porteur 74
9.1.4 Tableau récapitulatif 76
9.1.5 Schéma global de la méthode avec protecteur de type bouchon 76
9.2 Retombées 78
9.2.1 Retombées scientifiques 78
9.2.2 Retombées industrielles 78
9.2.3 Retombées technologiques 79

10. CONCLUSION 81

BIBLIOGRAPHIE 83

ANNEXE A : FACTEURS DE CORRECTION 91

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Moyenne et écart-type interparticipant (N = 18) de l'effet moyen du bouchon à différentes fréquences. 25

Tableau 2. Liste des actions à effectuer par les participants pour les essais de détection des WID. 46

Tableau 3. Sommaire des paramètres optimisés pour la détection des WID 49

Tableau 4. Taux de détection de vrais positifs pour chaque type de WID testé, pour l'ensemble des 14 participants 52

Tableau 5. Résumé des développements scientifiques et du prototype associés à chaque condition de port de protecteurs auditifs 76

Tableau 6. Facteurs de correction, exprimés en bandes de tiers d'octave 91

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Variables utilisées pour la mise en équation des corrections acoustiques à prendre en compte pour la dosimétrie intraauriculaire. 10

Figure 2. Modèle 3D illustrant l'oreillette de mesure (OED à gauche) et le bouchon dosimétrique (CEP à droite). 20

Figure 3. Atténuation moyenne (NR) et écart-type obtenu sur les 18 participants (36 oreilles). 21

Figure 4. Schéma de la chaîne d'acquisition utilisée lors des essais d'égalisation de sonie (MM : Microphone de mesure; MER : Microphone extérieur de référence; HP : haut-parleur). 21

Figure 5. Niveaux de bruit en fonction du temps mesurés lors de la procédure d'égalisation de sonie pour deux fréquences (1 kHz et 2 kHz) et un participant donné. 22

Figure 6. Boites à moustaches (N = 18) comparant les valeurs de AILDEL obtenues avec les tâches D et G pour différentes fréquences. 23

Figure 7. Positions des points de mesure des niveaux de pression dans le canal auditif, utilisées dans la méthode proposée. 27

Figure 8. Profil géométrique du canal auditif du sujet de référence. 28

Figure 9. Dispositif (sonde et microphone) utilisé pour les mesures dans le canal auditif. Les repères marqués en noir sur le tube-sonde sont espacés de 4 mm. 29

Figure 10. Comparaison modèle/mesures de la différence de niveau de pression (Lp_R-Lp_T) entre l'entrée du canal (ECA) et le tympan pour le sujet de référence. 30

Figure 11. Différences des niveaux de pression Lp_R-Lp_M et Lp_T-Lp_M pour le sujet de référence (haut : simulations; bas : mesures). 31

Figure 12. Facteur de correction MEC en fonction de la fréquence normalisée par f_{pic}, mesurée à 8, 10 et 12 mm de l'entrée du canal auditif sur les 10 participants (30 courbes). 32

Figure 13. Gabarit utilisé pour estimer le facteur de correction MEC. 32

Figure 14. Niveaux de pression mesurés sur un sujet à 8 mm de l'entrée du conduit (ligne rouge) et près du tympan (ligne bleue), et estimation au tympan selon l'approche proposée (ligne pointillée). 34

Figure 15. Configurations possibles pour l'identification de f_{pic} lors du port d'un bouchon. 35

Figure 16. Différences Lp_R-Lp_M (simulées) pour deux longueurs de tube (12 mm et 22 mm) dans la configuration (c) de la Figure 15. 36

Figure 17. Illustration de l'oreillette de mesure. 37

Figure 18. Représentation 3D du bouchon dosimétrique (CEP). 38

Figure 19. Bouchon dosimétrique installé dans une oreille dans les conditions ouvertes (gauche) ou fermées (droite). 38
Figure 20. Différences des niveaux de pression Lp_R-Lp_M pour les 10 participants portant l'oreillette de mesure (haut) et le bouchon dosimétrique (bas). 39
Figure 21. Diagramme exposant la méthode de détection des WID. 44
Figure 22. Illustration d'un sujet participant aux essais de détection des bruits induits par le porteur. 45
Figure 23. Valeurs de l'indicateur Δ en fonction du niveau de bruit intraauriculaire L pour chaque action et pour tous les participants. 48
Figure 24. Exemple de détection de WID : indicateur Δ en fonction du temps. 50
Figure 25. Niveau de bruit intraauriculaire (M) et à l'extérieur du bouchon (R) en fonction du temps pour un participant soumis à un bruit de niveau champ libre de 90 dBA. 50
Figure 26. Niveau de bruit équivalent dans le canal auditif, avec et sans la contribution des WID. La ligne pointillée représente la droite pour laquelle le niveau de bruit équivalent est identique au niveau de bruit intraauriculaire ambiant. 51
Figure 27. Exemple de port du bouchon dosimétrique lorsque celui-ci est retiré du conduit auditif. 56
Figure 28. Courbes de réponse du bouchon dosimétrique obtenues avec cinq sujets humains (10 oreilles) en chambre réverbérante, lorsque le bouchon est retiré. 57
Figure 29. Schéma des composantes matérielles (à gauche) et assemblage physique (à droite) du système de dosimétrie intraauriculaire développé. 62
Figure 30. Évolution des dispositifs OED (en haut) et CEP (en bas) au fil des itérations de conception. 63
Figure 31. Rendu 3D et images du prototype OED montrant les différents composants, assemblage et conception globale, ainsi que le port final du prototype ainsi obtenu. 64
Figure 32. Rendu 3D et images du prototype CEP montrant les différents composants, assemblage et conception globale, ainsi que le port final du prototype ainsi obtenu. 65
Figure 33. Illustrations des étapes A, B et C de la procédure d'étalonnage. 66
Figure 34. Exemples de réponse en fréquence du facteur de correction MEC obtenu à partir de la procédure d'étalonnage. 67
Figure 35. Illustration du positionnement du sujet dans la salle semi-anéchoïque (à gauche) et salle réverbérante (à droite) lors des tests acoustiques. 67
Figure 36. Comparaisons de détection de WID pour différents scénarios de test, montrant une correspondance parfaite entre le code Matlab et les algorithmes Python implémentés. 68
Figure 37. Schéma global de la méthode avec protecteur auditif de type bouchon. 77

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D :	Tridimensionnel
A :	Pondération A
AILDEL :	Différence interaurale moyenne de niveaux à égale sonie (*Average Interaural Level Difference at Equal Loudness)*
ANSI :	*American National Standards Institute*
BC :	Conduction osseuse (*Bone Conduction*)
CEP :	Bouchon dosimétrique (*Closed Earpiece*)
CNESST :	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
CRITIAS :	Chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intraauriculaires
CSA :	*Canadian Standards Association*
DIA :	Dosimètre intraauriculaire
DNI :	Différence de niveau interaurale
DSP :	*Digital Signal Processor*
DTI :	Différence de temps interaurale
DTS :	Déplacement temporaire du seuil
ECA :	Entrée du canal auditif
ÉTS :	École de technologie supérieure
FPR :	Taux de faux positifs (*False Positive Rate)*
HL :	*Hearing Level*
ICAR :	Infrastructure commune en acoustique pour la recherche ÉTS-IRSST
IEC :	*International Electrotechnical Commission*
IRM :	Imagerie par résonance magnétique
IRSST :	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail
ISO :	Organisation internationale de normalisation
MEC :	Facteur de correction microphone-tympan (*Microphone-to-Eardrum Correction)*
MER :	Microphone externe de référence
MM :	Microphone de mesure
NIOSH :	*National Institute of Occupational Safety and Health*
NR :	*Noise Reduction*
OED :	Oreillette de mesure en oreille ouverte (*Open Ear Device)*
OMS :	Organisation mondiale de la Santé
OSHA :	*Occupational Safety and Health Administration*
STD :	Écart-type (*Standard Deviation*)
TFOE :	Fonction de transfert de l'oreille externe (*Transfer Function of the Open Ear*)
TPR :	Taux de vrais positifs (*True Positive Rate)*
VAD :	Détection d'activité vocale (*Voice Activity Detection)*
WID :	Perturbation sonore induite par le porteur (*Wearer-Induced Disturbance*)

1. INTRODUCTION

1.1 Contexte

L'exposition à des bruits de forts niveaux en milieu de travail demeure un problème majeur. D'après l'Organisation mondiale de la Santé (OMS), 432 millions d'adultes dans le monde ont une déficience auditive handicapante et on estime à environ 16 % la proportion des personnes affectées notamment à cause d'une trop grande exposition au bruit sur leur lieu de travail (Nelson, Nelson, Concha-Barrientos et Fingerhut, 2005). Outre l'impact fonctionnel qui découle de cette perte auditive, il est courant que les personnes atteintes s'en retrouvent touchées socialement et économiquement (Emmett et Francis, 2015).

1.2 Problématique de recherche

1.2.1 La mesure de l'exposition au bruit, un vaste problème

La mesure de l'exposition au bruit est primordiale afin de déterminer et d'évaluer des solutions correctives à apporter pour protéger adéquatement les travailleurs. Cette mesure demeure toutefois problématique à plusieurs égards. Tout d'abord, elle est généralement faite de façon relativement ponctuelle dans le temps et dans l'espace, ne rendant pas bien compte des variations importantes de bruit que peut subir un travailleur dans son milieu. De plus, elle n'est pas faite directement au niveau de l'oreille des travailleurs, ce qui complique son interprétation, notamment lorsque ceux-ci portent des protecteurs auditifs (bouchons d'oreille, casques antibruit). À l'heure actuelle, l'approche couramment utilisée pour déterminer la dose d'exposition sonore exige de remplir deux conditions pour obtenir des résultats fiables. Premièrement, il est nécessaire que les niveaux sonores auxquels est soumis chacun des travailleurs soient précisément connus régulièrement dans le temps, ce qui est très rarement le cas en pratique. Deuxièmement, il importe que l'atténuation procurée par le protecteur auditif, si le travailleur en porte, soit elle aussi précisément établie. Or, celle-ci demeure généralement inconnue malgré les récents avancements dans le domaine de la mesure de l'atténuation « terrain » des protecteurs auditifs (Voix, Smith et Berger, 2019). Pour cause, le caractère ponctuel des mesures de performance des protecteurs auditifs demandées par les méthodes actuellement en vigueur rend ces dernières impuissantes face à certains facteurs pouvant influer sur la performance (retrait du protecteur, mauvaise réinsertion ou perte d'étanchéité de ce dernier au cours du temps, etc.). Pour répondre à ces problèmes, des dosimètres intraauriculaires (DIA) ont été développés au cours des dernières années, offrant l'avantage d'une mesure continue directement dans le conduit auditif, en dessous d'un éventuel protecteur.

1.2.2 Problématiques des dosimètres intraauriculaires

Le DIA est un système permettant la mesure de l'exposition sonore directement dans le conduit auditif. Cette mesure est le plus souvent effectuée au moyen de microphones miniatures et/ou de sondes microphoniques, et à une certaine distance du tympan, pour des raisons de sécurité et de confort. Selon les besoins, le système peut prendre la forme d'une « oreillette de mesure », pour une mesure effectuée dans l'oreille ouverte ou sous un casque, ou d'un « bouchon dosimétrique », pour la mesure intégrée à un bouchon protecteur. Mais si les bénéfices des DIA ont déjà été soulignés à plusieurs reprises (Bessette et Michael, 2012; Bonnet, Voix et Nélisse, 2015; Mazur et Voix, 2013), leur utilisation est encore soumise à trois grandes problématiques :

- Lorsque la mesure est effectuée en oreille occluse (sous un bouchon), des questions subsistent quant à l'effet d'une telle occlusion sur la sensibilité du système auditif. En effet, certaines études laissent penser que le fait d'occlure le conduit auditif pourrait induire des changements de sensibilité et réduire, pour une pression acoustique identique au tympan, le risque de dommages auditifs (Keidser, Katsch, Dillon et Grant, 2000; Theis, Gallagher, McKinley et Bjorn, 2012).

- Des corrections acoustiques sont requises afin de faire équivaloir les niveaux de pression acoustique mesurés dans le conduit auditif aux niveaux de bruit en champ libre, lesquels sont utilisés dans les normes et réglementations. Ces corrections dépendent notamment de la position exacte du microphone dans le conduit auditif, et de données morphologiques propres à chaque individu telles que la longueur du conduit auditif, rendant difficile l'utilisation de « facteurs de correction universels » (Bonnet, Nélisse et Voix, 2018).

- Finalement, les niveaux de bruit mesurés dans l'oreille peuvent être largement influencés par les bruits induits par le travailleur lui-même (mouvements, parole, etc.), sans qu'il soit clairement établi, à l'heure actuelle, si cette dose de bruit supplémentaire est nuisible ou non à l'audition. Ce problème prend d'autant plus d'importance dans le cas du bouchon dosimétrique, puisque l'effet d'occlusion qui découle d'une obstruction du conduit auditif contribue à amplifier tous les bruits en provenance du porteur, particulièrement à basses fréquences (Berger et Kerivan, 1983).

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

2.1 Introduction

Selon l'Organisation mondiale de la Santé, 466 millions de personnes dans le monde (dont 432 millions d'adultes) ont une déficience auditive handicapante et d'ici 2050, plus de 900 millions de personnes (soit une personne sur 10) souffriront d'une déficience auditive incapacitante (OMS, 2018). Le Québec n'échappe malheureusement pas à ces statistiques alarmantes, puisque près de 74 000 travailleurs ont développé une surdité professionnelle reconnue par la CNESST (Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail) entre 1997 et 2016 (RSPSAT, 2018a). Le nombre annuel de cas de surdités professionnelles a été multiplié par cinq entre 1997 (1 540 cas) et 2015 (7 843 cas) (RSPSAT, 2018b). Selon des études récentes, entre 287 000 et 359 000 travailleurs seraient encore exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'endommager leur audition (Michel *et al.*, 2014). La surdité est de loin la maladie professionnelle la plus recensée (Duguay, Boucher et Busque, 2014). En plus de se situer au premier rang des coûts d'indemnisation avec un coût moyen par lésion de 153 618 $ CA entre 2005 et 2007, le coût total du trouble de l'oreille a augmenté de 63 % entre 2007 et 2012 pour atteindre 651 millions de dollars (Lebeau, 2014).

La surdité professionnelle est donc un problème d'actualité important et il est essentiel de poursuivre les efforts visant à réduire l'exposition au bruit des travailleurs. Une mesure fiable de l'exposition sonore est de ce fait indispensable pour bien déterminer et évaluer les solutions correctives à apporter afin de protéger au mieux les travailleurs des effets nocifs du bruit, et pour soutenir les efforts de prévention dans les milieux de travail. Après quelques brefs rappels sur les normes et réglementations en cours (section 2.2), la section 2.3 dresse l'état de l'art des méthodes et des technologies de mesure de l'exposition sonore et les problématiques spécifiques à la dosimétrie intraauriculaire sont présentées dans la section 2.4.

2.2 Rappels sur les normes et réglementations en vigueur

Les réglementations actuellement en vigueur concernant le bruit en milieu de travail sont le fruit d'une longue réflexion de la part des différents organismes gouvernementaux, lesquels ont fortement accentué leurs efforts depuis la fin de la Seconde Guerre mondiale. De par un besoin urgent de critères fiables pour préserver la santé auditive des travailleurs, de nombreux pays se sont impliqués dans le rassemblement de données dans le but d'établir un lien entre le bruit au travail et le risque associé de dommages auditifs. De telles études combinent typiquement des mesures de niveaux d'exposition et des mesures audiométriques sur une population soumise à une durée de travail normale (8 h/jour, 5 jours/semaine), et doivent généralement permettre : (a) le calcul du déplacement permanent du seuil (DPS) auditif à différents percentiles, et (b) la prise en compte des quatre fréquences audiométriques 0,5, 1, 2 et 4 kHz. On retiendra trois études majeures qui répondent à ces exigences, à savoir les travaux de Passchier-Vermeer (1974), Burns et Robinson (1970), et Baughn (1973). Ce dernier a notamment servi à la mise en place de la norme ISO 1999:1990, dont la dernière mise à jour date de 2013 (ISO, 2013). Celle-ci représente aujourd'hui la principale référence internationale en ce qui concerne le calcul de la perte auditive induite par le bruit. Concernant les données relatives au bruit, l'utilisation du niveau pondéré A pour décrire l'exposition sonore sur le lieu de travail a été globalement acceptée par la communauté scientifique. D'après les travaux de Botsford (1967), le niveau pondéré A est aussi fiable que les niveaux en bandes d'octaves pour la prédiction des effets sur l'audition dans

80 % des cas, et plus conservateur dans 16 % des cas. En revanche, le choix d'une valeur limite d'exposition reste actuellement un sujet de désaccord entre pays, et parfois même au sein d'un même pays, comme c'est le cas au Canada ou aux États-Unis. Alors qu'une grande majorité des scientifiques préconisent un niveau critère (niveau maximal équivalent pour un quart de travail d'une durée de huit heures) de 85 dBA, de nombreux pays et états refusent encore d'adopter cette limite. L'Argentine, l'Uruguay, l'Inde, le Japon, mais aussi le Québec et certaines juridictions aux États-Unis utilisent un niveau de 90 dBA, et ce en dépit des dernières recommandations du National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH), qui relève que le risque de surdité professionnelle sur une exposition de 40 ans est accru de 17 % lorsqu'on passe d'une limite de 85 à 90 dBA (Murphy et Franks, 2002).

Une autre source de discorde concerne le choix du « taux d'échange », parfois aussi appelé « facteur de bissection ». Lorsqu'un individu est exposé à un certain niveau de bruit pendant une durée donnée, le taux d'échange est la valeur en décibels à ajouter à ce niveau pour obtenir le niveau qui conduirait cet individu à être exposé identiquement pendant une durée moitié moindre. Comme en témoigne une revue réalisée sur le sujet (von Gierke, Robinson et Karmy, 1982), l'hypothèse selon laquelle le risque de dommages auditifs est proportionnel à l'énergie acoustique reçue par l'oreille a été très largement appuyée par de nombreux experts (voir notamment Shaw, 1985)). En conséquence, l'ISO et la majorité des instances législatives adoptent aujourd'hui un taux d'échange de 3 dB. Quelques pays ou états préfèrent pourtant fixer cette valeur à 5 dB, tels que le Brésil, Israël, les États-Unis, ou le Québec. Ce choix émane du fait que, d'après certains auteurs (Kryter, Ward, Miller et Eldredge, 1966), une exposition à des bruits forts et intermittents provoquerait moins de dégâts sur l'audition qu'une exposition à des bruits modérés et continus d'énergie équivalente. Les études allant dans ce sens reposent sur l'hypothèse que les effets permanents sur le système auditif sont proportionnels aux effets temporaires, ces derniers étant mesurables sous la forme du déplacement temporaire du seuil (DTS) auditif juste après une exposition. Cependant, rien ne permet aujourd'hui d'affirmer que les écarts observés en milieu contrôlé et pour des interruptions de bruit également espacées dans le temps représentent de manière fidèle les conditions « terrain » des travailleurs en milieu industriel. D'autre part, les données disponibles, permettant d'estimer la perte auditive induite par le bruit au travail, proviennent surtout de populations exposées à des bruits relativement stables et continus dans le temps, puisque ce sont les populations dont les niveaux d'exposition ont pu être le plus précisément établis. Le risque auditif encouru pour de l'exposition à des bruits impulsifs ou fortement intermittents est mal établi à l'heure actuelle, les outils et méthodes de mesure ayant servi à l'établissement des normes en cours ne permettant pas de déterminer avec précision les niveaux d'exposition des populations concernées.

Par ailleurs, il est important de mentionner que si certaines normes permettent, au moyen de modèles statistiques, d'estimer le risque de perte auditive d'un individu à partir des données récoltées sur une population (ANSI, 2016a), il n'existe actuellement aucun moyen de prédire précisément la perte auditive sur une base individuelle. La perte auditive dépend du niveau de bruit, de la distribution temporelle et de la durée d'exposition au bruit, ainsi que de la sensibilité individuelle (Le, Straatman, Lea et Westerberg, 2017). Quant au contenu fréquentiel du bruit, son influence est toujours sujette à débats (Prashanth et Venugopalachar, 2011). Or, les données actuelles pour prédire la perte auditive, récoltées le plus souvent au moyen de simples sonomètres ou de sonomètres intégrateurs (ces instruments sont décrits de manière détaillée dans la section 2.3.2), permettent seulement d'estimer le niveau de bruit moyen des populations au cours d'une journée de travail. En aucun cas elles ne tiennent compte des variations individuelles pouvant provenir : des pauses effectuées par l'employé à chaque quart de travail,

de la position exacte et des déplacements du travailleur, des effets sur le champ acoustique du corps du travailleur ou de ses accessoires (capuche, cagoule, bonnet, écharpe) et équipements professionnels (casque, masque, lunettes de protection), de la présence sur le site de bruit impulsionnel et/ou de contenu fréquentiel inhabituel, ou encore de la susceptibilité individuelle. En outre, ces normes sont mal adaptées aux nouvelles technologies de mesure, qui tendent à mesurer l'exposition sonore à même le corps du travailleur et parfois même à l'intérieur du conduit auditif (Mazur et Voix, 2013; Smalt, Lacirignola, Davis, Calamia et Collins, 2017; Theis *et al.*, 2012). Ces technologies sont passées en revue dans la section 2.3 qui suit.

2.3 État des connaissances sur la mesure de l'exposition au bruit des travailleurs

Dans la plupart des pays industrialisés, la mesure de l'exposition sonore des travailleurs est définie par différentes normes et recommandations techniques, comme la norme ISO 9612:2009 (ISO, 2009), la norme ANSI S12.19-1996 (ANSI, 2016b), ou encore la norme AS/NZS 1269.1:2005 (AS/NZS, 2005). Au Québec, comme dans l'ensemble du Canada, la norme CSA Z107.56 (2013) précise les méthodes normalisées pour effectuer ces mesures selon les définitions, les unités, les instruments et les pratiques de l'industrie établis. Ces méthodes, qui peuvent être appliquées à des individus ou à des groupes d'individus, sont conçues pour donner des résultats représentatifs de l'exposition au bruit des travailleurs tout en réduisant au minimum le nombre et la durée de ces mesures. Ces méthodes normalisées de mesure seront passées en revue dans la section 2.3.1. La norme Z107.56 présente aussi des lignes directrices visant le choix et l'utilisation de trois instruments de mesure : le sonomètre, le sonomètre intégrateur et le dosimètre de bruit. Ces instruments de mesure ont recours à différentes technologies qui seront analysées dans la section 2.3.2. Finalement, le domaine de la mesure de l'exposition au bruit a beaucoup évolué ces dernières années avec la miniaturisation et le faible coût des équipements électroniques, permettant l'émergence de nouveaux outils et moyens de mesure. La section 2.3.3 passera en revue ces nouvelles tendances en matière de mesure de l'exposition sonore.

2.3.1 Méthodes normalisées de mesure de l'exposition sonore

Les méthodes décrites dans la norme Z107.56 font généralement partie d'un programme de protection de l'ouïe en milieu de travail et prennent pour acquis que les utilisateurs de cette norme ont des compétences en matière de mesure du bruit, telles que les notions de base concernant la mesure des niveaux de pression acoustique et le calcul des niveaux équivalents. Ces notions peuvent être retrouvées dans des ouvrages de référence (Beranek et Vér, 1992; Berger, 2003).

La norme Z107.56 décrit des méthodes permettant de déterminer, à l'aide de techniques d'échantillonnage, le niveau d'exposition au bruit des travailleurs ($L_{\mathrm{ex,T}}$). $L_{\mathrm{ex,T}}$ représente l'exposition au bruit à long terme des travailleurs et est calculé comme étant dix fois le logarithme à base 10 de la courbe intégrée du carré de la pression acoustique pondérée A relative à la référence de 20 micropascals pour le temps travaillé, divisé par T (durée normalisée du quart de travail, généralement 8 heures). Il est donc dérivé à partir de la valeur mesurée de $L_{\mathrm{eq},t}$, au travail, en apportant une simple modification afin de tenir compte de l'effet sur l'audition du travailleur d'un quart de travail plus long ou plus court, à l'aide de la formule :

$$L_{\mathrm{ex,T}} = L_{\mathrm{eq},t} + 10\log(t/\mathrm{T}) \quad \textbf{(1)}$$

Le niveau de pression acoustique équivalent, $L_{\mathrm{eq},t}$, est défini comme étant dix fois le logarithme à base 10 de la courbe intégrée en fonction du temps, pendant une période de *t* heures, du carré de la pression acoustique pondérée A relative à la référence de 20 micropascals, divisé par le temps *t*. Il est donc identique au niveau de pression acoustique du bruit constant ayant la même énergie acoustique pondérée A totale sur la même période de temps. Il est à noter que, généralement, on préfère aujourd'hui utiliser le $L_{\mathrm{ex,T}}$, plutôt que l'expression de l'exposition au bruit en pourcentage de dose.

La norme Z107.56 peut être utilisée pour la mesure du niveau d'exposition au bruit des individus ($L_{\mathrm{ex,T}}$) ou être étendue à des groupes d'individus ($L_{\mathrm{groupe,T}}$) exposés à des bruits similaires. Cette norme peut aussi être utilisée pour mesurer l'exposition au bruit moyen ($L_{\mathrm{eq},t}$) dans le cadre d'une tâche ou activité spécifique (p. ex. : par le fonctionnement d'une machine en particulier), mais elle ne prévoit cependant pas la prise en compte de la protection offerte au travailleur par le port de protecteurs auditifs individuels (bouchons d'oreilles et/ou casque antibruit), comme rapporté récemment (Mazur et Voix, 2012). Aussi, les problèmes de non-représentativité des individus d'un groupe et les biais d'échantillonnage de population ont fait l'objet de plusieurs études (Berger, 2003; Giardino et Seiler, 1996).

La mesure de l'exposition au bruit moyen ($L_{\mathrm{eq},t}$) se fait à partir du calcul du niveau énergétique équivalent, lequel repose sur l'hypothèse d'une équivalence entre niveau et durée d'exposition (comme expliqué à la section 2.2), ce qui revient à utiliser un taux d'échange de 3 dB. L'utilisation du niveau de pression acoustique équivalent, $L_{\mathrm{eq},t}$, et les méthodes associées permettant de calculer le niveau d'exposition au bruit, $L_{\mathrm{ex,T}}$, sont donc valides indépendamment du type de bruit et de sa nature (impulsive, continue, etc.), bien que la détermination des niveaux crêtes des bruits impulsifs demeure un défi métrologique important (Kardous, Willson et Murphy, 2005). Au Québec, cependant, la *Loi sur la santé et la sécurité du travail*, à travers le règlement sur la santé et la sécurité du travail, fixe la valeur du taux d'échange à 5 dB. Pour accommoder un tel choix, lequel fait encore l'objet de nombreuses discussions, la norme CSA Z107.56 prévoit également l'utilisation du niveau d'exposition $L_{\mathrm{OSHA(T)}}$, comme défini par l'Occupational Safety and Health Administration (OSHA) avec un taux d'échange de 5 dB. Dans ce cas, il est néanmoins possible que les résultats ne soient pas représentatifs de l'exposition au bruit impulsif, puisque l'approche d'équivalence énergétique n'est pas utilisée. De plus, en raison de la nature de l'opération d'intégration temporelle des niveaux énergétiques, les mesures de $L_{\mathrm{ex,T}}$ ne peuvent être converties en L_{OSHA} ou inversement, à moins que la distribution temporelle des niveaux de pression acoustique soit connue. Cela revêt une importance particulière lors du choix des instruments de mesure à utiliser, lesquels seront passés en revue à la section 2.3.2.

2.3.2 État de l'art des instruments de mesure de l'exposition sonore

Comme mentionné auparavant, trois instruments de mesure peuvent être utilisés pour la détermination de l'exposition sonore : le sonomètre, le sonomètre intégrateur et le dosimètre de bruit. Ces instruments de mesure ont des performances et des caractéristiques qui sont spécifiées dans différentes normes techniques, telles ISO ou ANSI (ANSI, 2007, 2014), lesquelles ont à leur tour recours à des spécifications techniques issues d'organismes tels que IEC (2002). Ces caractéristiques sont présentées dans les trois paragraphes qui suivent.

Sonomètre

Le sonomètre est utile seulement si le travail se divise facilement en activités distinctes pendant lesquelles les niveaux sonores sont uniformes, c'est-à-dire à l'intérieur d'une plage de 3 dB et sans contenu impulsif. Le sonomètre doit satisfaire au moins aux exigences de classe 2 de la norme IEC 61672-1 (ou ANSI S.1.4). Il doit être utilisé avec le réseau de pondération A et en mode réponse lente. La mesure du niveau d'exposition au bruit d'un travailleur pour un poste donné se fait en positionnant l'instrument de mesure (le sonomètre) à l'emplacement du centre de la tête du travailleur, mais en l'absence de ce dernier. Cette position de mesure est dictée par les contraintes pratiques d'encombrement des appareils et par le fait que la présence du corps du travailleur complexifie énormément le champ acoustique proche (réflexions, absorption du torse, diffraction de la tête, etc.) et perturbe considérablement la mesure. Il est essentiel de retenir que c'est donc par souci de simplicité que la mesure des niveaux d'exposition ne se fait pas à proximité de l'oreille.

Sonomètre intégrateur

Le sonomètre intégrateur est conçu pour mesurer directement $L_{\mathrm{eq},t}$ et s'avère donc très utile si le travail se divise facilement en activités distinctes. Il doit posséder un réseau de pondération A, une plage dynamique de 50 dB, un domaine d'aptitude à la mesure du facteur de crête (différence entre le niveau sonore maximal et le niveau sonore équivalent pendant un intervalle de temps donné) de 30 dB, et une tolérance de classe 2 (conformément à la norme IEC 61672-1, ou ANSI S.1.4). La position de mesure du sonomètre intégrateur est généralement la même que celle du sonomètre, soit à l'emplacement du centre de la tête du travailleur, mais en l'absence de ce dernier.

Dosimètre de bruit

Le dosimètre de bruit, appelé ci-après « dosimètre », est conçu pour être porté par les travailleurs pour la mesure de leur exposition au bruit en termes de $L_{\mathrm{eq},t}$. Il est donc très utile si le travail ne peut être divisé en activités distinctes et en particulier si le travailleur ne peut être accompagné ou si le travail est imprévisible. Néanmoins, la collecte des données est difficile à observer, et peut conduire à des abus durant lesquels les travailleurs surexposent intentionnellement l'appareil de mesure (Williams et Rabinowitz, 2012). Le dosimètre doit posséder minimalement un réseau de pondération A, une plage dynamique de 50 dB, un domaine d'aptitude à la mesure du facteur de crête de 30 dB, une tolérance de classe 2 (conformément à la norme ANSI S1.25) et un niveau seuil d'au moins 10 dB au-dessous du niveau de référence pertinent. Comme le spécifie la norme Z107.56, « un instrument ayant un domaine d'aptitude à la mesure du facteur de crête de 30 dB peut être très sensible au bruit produit par le frottement des vêtements ou le tapotement du microphone et il convient d'user de prudence avant d'accepter les niveaux sonores de crête élevés non confirmés présentés par ces instruments » (CSA, 2013).

Le dosimètre de bruit doit être positionné relativement proche de l'oreille du travailleur, et pour des raisons pratiques, est généralement porté à l'épaule. Certaines normes précisent d'ailleurs sur « l'épaule la plus exposée au bruit », ce qui n'est valide que si le travailleur bouge peu face à la source ou qu'il se trouve dans un champ acoustique suffisamment diffus. Des positions non conventionnelles ont également été étudiées (sur la poitrine, sur le casque de sécurité, etc.) et conduisent à des écarts importants, démontrant une fois encore la complexité d'une mesure qui se fait en présence du travailleur (Byrne et Reeves, 2008). Néanmoins, les dosimètres

représentent généralement l'instrument de mesure le plus approprié pour la mesure de l'exposition sonore, en particulier lorsque cette exposition doit être faite pour un travailleur donné. La section 2.3.3 ci-dessous détaille les dernières tendances en matière de mesure de l'exposition sonore, et traite donc de l'utilisation des dosimètres individuels.

2.3.3 Nouvelles tendances en matière de mesure de l'exposition sonore

Durant les dernières décennies, la miniaturisation constante et le faible coût des équipements électroniques a permis l'émergence de nouveaux outils pour la mesure de l'exposition sonore. Ainsi, en ce qui concerne les dosimètres, en plus des modèles traditionnels aujourd'hui équipés de nouvelles fonctionnalités (lecture à distance sans fil, sauvegarde temporelle de tous les $L_{\mathrm{eq},t}$, etc.), il existe maintenant une multitude de petits dosimètres individuels qui permettent les mesures simultanées de l'exposition au bruit d'un petit groupe de travailleurs. Ces produits vont de petits dosimètres portables tel le modèle « Spark » (Larson Davis, Depew, NY), à de petits badges tel le modèle « Dosebadge » (Cirrus Research, Hunmanby, NY, U.K.). Ces modèles sont très peu encombrants, et donc facilement portables, mais ne disposent généralement pas d'afficheurs; les données accumulées doivent être téléchargées à la fin de chaque quart de travail. Malgré l'avantage de pouvoir mesurer facilement l'exposition des travailleurs (Neitzel et Seixas, 2005), il n'en reste pas moins que ces dosimètres ont comme principale lacune de ne pas prendre en compte l'atténuation des protecteurs auditifs qui pourraient être éventuellement utilisés. En effet, la mesure du niveau de bruit se fait classiquement à l'épaule du travailleur, et bien que d'autres positions de mesure aient été étudiées (Byrne et Reeves, 2008), ces dosimètres ne permettent pas la mesure sous un protecteur auditif. Cette limitation force le responsable en santé et en sécurité du travail à effectuer une délicate estimation du niveau de bruit effectivement reçu, en soustrayant du niveau d'exposition l'atténuation offerte par le protecteur auditif. Cependant, malgré les récentes avancées dans le domaine de la mesure de l'atténuation « terrain » des protecteurs auditifs (Voix *et al.*, 2019), ceux-ci se révèlent incapables de tenir compte de la perte d'efficacité causée par un éventuel retrait et une mauvaise réinsertion, ou une perte d'étanchéité du protecteur au cours du temps (Nélisse, Gaudreau, Boutin, Voix et Laville, 2012). De plus, même si le travailleur ne porte pas de protecteurs auditifs, les dosimètres traditionnels permettent seulement de connaître le niveau de bruit ambiant auquel ce dernier est soumis, sans tenir compte des éventuels écarts entre individus liés notamment à des différences morphologiques (géométrie du pavillon de l'oreille et du conduit auditif, impédance de l'oreille moyenne, etc.). Plusieurs individus soumis à un niveau de bruit ambiant identique peuvent en effet présenter des niveaux de bruit sensiblement différents et, bien que la plupart des limites d'exposition au bruit en vigueur dans les différentes réglementations se réfèrent à une mesure « champ libre » (c'est à dire, effectuée en l'absence du corps du travailleur), il n'est pas rare de penser que le risque de dommages auditifs est mieux représenté par les niveaux de bruit intraauriculaires (Smalt *et al.*, 2017).

Pour répondre à ces lacunes, des dosimètres intégrés à un bouchon protecteur ont été récemment développés, tels que le système QuietDose™ (Howard Leight/Honeywell Safety Products, Smithfield, RI). Ce système, développé pour l'industrie, permet donc de protéger le travailleur tout en mesurant la dose effective de bruit sous le protecteur. Les bénéfices de tels systèmes ont été récemment démontrés, comme dans l'étude de cas conduite au sein de la multinationale Dixie Industries (Bessette et Michael, 2012). Il est particulièrement intéressant de noter les bénéfices rapportés par l'auteur de l'étude à ce propos : « *According to Tougaw, the in-ear dosimetry program also sent a message that everyone can make a contribution to the overall safety environment at the company. The case study also emphasizes that agencies like OSHA*

really are there to help, not hinder, the development and success of industry ». Cependant, les plus récentes études terrain montrent que ces systèmes souffrent de problèmes métrologiques importants (Bassney *et al.*, 2014) et également de quelques contraintes d'ergonomie et d'utilisation, comme la nécessité de télécharger à la fin de chaque journée de travail l'exposition accumulée (Williams et Rabinowitz, 2012). Pour répondre à ces lacunes ergonomiques, d'autres auteurs ont également envisagé le développement de protecteurs auditifs dits « dosimétriques », intégrant une mesure continue de l'exposition sonore résiduelle sous le protecteur (Gallagher, McKinley, Theis et Bjorn, 2014; Mazur et Voix, 2012; Theis *et al.*, 2012). Dans le cas d'une mesure intraauriculaire effectuée sans protecteur auditif intégré, on trouve également le système SV-102+ (Svantek, Warsaw, Poland), lequel est conforme à la norme ANSI S1.25 et permet de mesurer la pression acoustique dans le conduit auditif au moyen d'une « sonde microphonique » (microphone relié à un tube de mesure constitué d'un matériau souple et léger). Ce dernier peut être utilisé pour une mesure effectuée en oreille ouverte, ou encore sous un casque (casque de communication, casque antibruit). Cependant, malgré les différents avantages que présentent ces nouvelles méthodes de mesure, l'utilisation des DIA est encore sujette à une utilisation avec prudence pour les raisons présentées dans la section 2.4 qui suit.

2.4 Problématiques associées à la dosimétrie intraauriculaire

Comme mentionné dans plusieurs revues de littérature récentes sur le sujet (Bonnet *et al.*, 2015; Nélisse, Bonnet et Voix, 2018), l'utilisation des DIA est actuellement soumise à trois problématiques majeures, lesquelles sont détaillées dans les sections 2.4.1, 2.4.2 et 2.4.3.

2.4.1 Conversion en champ libre des niveaux de bruit intraauriculaires

Problème

Comme mentionné à la section 2.3.3, une mesure de l'exposition au bruit directement dans le conduit auditif pourrait offrir davantage de garanties qu'une mesure « champ libre » du point de vue de l'évaluation des risques de dommages auditifs, puisque celle-ci permet de mieux représenter la quantité d'énergie qui atteint l'oreille et parvient ultimement à l'oreille interne. Cependant, ainsi que le rappelle la section 2.2, les méthodes actuelles pour prédire le risque auditif à partir des niveaux d'exposition au bruit accusent un certain retard sur les technologies de mesure décrites à la section 2.3.3, ces méthodes reposant sur des données collectées en grande majorité via des outils de mesure plus conventionnels (sonomètre, sonomètre intégrateur). De fait, les limites d'exposition en vigueur dans les différentes normes et réglementations sur le bruit au travail font généralement référence à une mesure « champ libre ». Pour la détermination du risque auditif, des corrections acoustiques sont donc nécessaires pour convertir les niveaux de bruit mesurés dans le conduit auditif en niveaux équivalents « champ libre ». Pour répondre à une utilisation de plus en plus fréquente des casques de communication (ou autres sources de bruit intégrées directement aux casques de travail ou cagoules de toutes sortes), certaines normes (CSA, 2013; ISO, 2002) définissent à présent des corrections permettant une telle conversion des niveaux de bruit intraauriculaires, lorsque ceux-ci sont mesurés à des positions bien spécifiques, à savoir : à l'entrée du conduit auditif ouvert ou occlus (le cas occlus désigne une mesure effectuée sur la face la plus exposée d'un bouchon d'oreille), ou encore au tympan. Si l'entrée du conduit auditif s'avère relativement accessible à la mesure, une telle position ne permet pas de prendre en compte l'atténuation d'un bouchon protecteur, ce qui représente un point faible important (voir section 2.3.3). Quant à une mesure au tympan, celle-ci s'avère toujours délicate et est, d'un point de vue du confort et de la sécurité,

inenvisageable dans le cas d'une mesure continue effectuée pendant un quart de travail complet. Pour ces deux raisons, les DIA permettent généralement la mesure directement à l'intérieur du conduit auditif, mais à une certaine distance du tympan (Gallagher *et al.*, 2014; Mazur et Voix, 2012; Smalt *et al.*, 2017; Theis *et al.*, 2012). Il convient donc de s'intéresser, dans une telle configuration, aux moyens disponibles pour faire équivaloir les niveaux de bruit mesurés à une configuration en champ libre. La Figure 1 illustre les différentes variables qui seront utilisées ci-après.

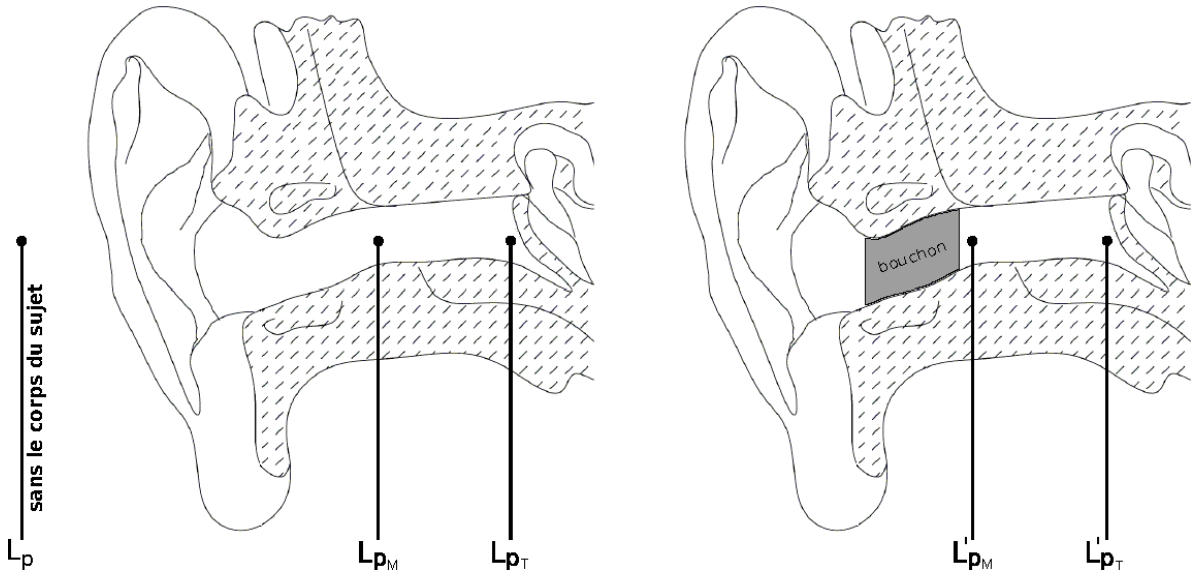


Figure 1. Variables utilisées pour la mise en équation des corrections acoustiques à prendre en compte pour la dosimétrie intraauriculaire. L_{p_M} et L'_{p_M} représentent les niveaux de pression acoustique mesurés respectivement en oreille ouverte et en oreille occluse. L_{p_T} et L'_{p_T} représentent les niveaux de pression acoustique « tympaniques », en oreille ouverte et en oreille occluse. L_p représente le niveau de bruit « champ libre », qui serait mesuré au centre de la tête du sujet, mais en l'absence de ce dernier.

La fonction de transfert qui relie le niveau de pression acoustique au tympan au niveau de pression en champ libre dans l'oreille ouverte est appelée fonction de transfert de l'oreille externe (TFOE), et se calcule par la relation :

$$\mathrm{TFOE} = L_{\mathrm{p_T}} - L_{\mathrm{p}} \quad \textbf{(2)}$$

Comme l'ont montré de nombreux auteurs (Hammershøi et Möller, 1996; Kuhn, 1979; Shaw, 1974), cette fonction dépend fortement du champ acoustique en présence (champ diffus, champ libre, direction d'incidence, etc.), et peut aussi varier significativement d'un sujet à l'autre. Pour cause, la TFOE dépend de nombreux paramètres morphologiques propres à chaque individu, tels que le diamètre de la tête, la forme du pavillon de l'oreille, le diamètre et la longueur du conduit auditif, ou encore l'impédance de l'oreille moyenne. En raison de ces nombreux facteurs anatomiques et environnementaux, déterminer la TFOE d'un individu donné à un instant donné peut s'avérer extrêmement délicat. L'utilisation de corrections moyennes obtenues à partir de données collectées sur un très grand nombre d'individus, comme définies dans les normes précédemment citées (CSA, 2013; ISO, 2002), apparaît alors comme la solution la plus évidente.

Mais pour justifier l'usage de telles corrections, il faut que le niveau de pression acoustique au tympan soit connu, ce que ne permettent pas les DIA actuels. D'après les travaux de Chan et Geisler (1990), une mesure réalisée à 6 mm du tympan est fidèle à 6 dB près aux niveaux de pression tympanique, pour les fréquences inférieures à 6 kHz. Or, une telle distance s'avère en pratique difficilement atteignable en dosimétrie intraauriculaire, pour des raisons de confort, mais aussi afin d'éviter que le cérumen qui s'accumule parfois dans le conduit auditif n'obstrue le microphone de mesure. De plus, une connaissance des niveaux tympaniques à des fréquences plus élevées (> 6 kHz) nécessiterait de réduire encore cette distance. En oreille ouverte, la fonction de transfert qui relie le niveau de pression mesuré dans le conduit auditif au niveau de pression tympanique, aussi appelée facteur de correction et notée MEC (« *Microphone-to-Eardrum Correction* »), est définie par la relation :

$$\mathrm{MEC} = L_{\mathrm{p_T}} - L_{\mathrm{p_M}} \quad \textbf{(3)}$$

Dans l'oreille occluse, cette relation devient :

$$\mathrm{MEC}' = L'_{\mathrm{p_T}} - L'_{\mathrm{p_M}} \quad \textbf{(4)}$$

Cette fonction dépend, elle aussi, de plusieurs paramètres morphologiques, tels que le diamètre et la longueur résiduelle du conduit auditif qui sépare le point de mesure du tympan, ou encore l'impédance de l'oreille moyenne. Par ailleurs, la longueur totale du conduit auditif pouvant varier jusqu'à plus de 10 mm d'un individu à l'autre (Ballachanda, 2013), la distance qui sépare le point de mesure du tympan peut être significativement différente entre deux individus équipés du même DIA. De tels écarts peuvent engendrer des différences importantes dans la fonction de transfert qui relie le niveau de pression mesuré au niveau tympanique (Chan et Geisler, 1990; Gilman et Dirks, 1986), ce qui rend difficile l'usage d'une correction « universelle » pour mesurer précisément l'exposition sonore à titre individuel.

Enfin, certaines situations peuvent amener à questionner la pertinence d'une telle correction, comme lors d'un éventuel retrait du DIA par son porteur, ou si ce dernier est équipé de protecteurs auditifs procurant une atténuation suffisamment grande pour que la transmission des sons à l'oreille interne se fasse essentiellement par voie osseuse (Berger et Voix, 2019).

Pistes et outils de recherche

Contrairement à la TFOE, la correction MEC est indépendante du champ acoustique et des conditions d'incidence (Hammershøi et Möller, 1996), ce qui ouvre la porte à une éventuelle méthode permettant de convertir, pour un individu donné, les niveaux de bruits mesurés via un DIA en équivalents tympaniques. Une telle méthode doit permettre, au moyen d'une procédure de calibration individuelle, d'identifier avec précision la correction MEC d'un individu portant un DIA donné. D'autre part, en étudiant de plus près la littérature, on s'aperçoit que lorsque la mesure est effectuée à l'extrémité interne d'un bouchon protecteur (comme illustré à la Figure 1), le facteur de correction MEC ne semble pas dépendre du bouchon en question (Chan et Geisler, 1990; Gilman et Dirks, 1986). Pour une position de mesure identique en oreille occluse et en oreille ouverte, on obtient donc la relation :

$$MEC = MEC' \quad \textbf{(5)}$$

Une telle relation laisse espérer qu'une méthode permettant d'individualiser la correction MEC puisse être établie, et que celle-ci puisse s'appliquer à une dosimétrie pratiquée autant en oreille ouverte qu'en oreille occluse.

Afin d'identifier les différents phénomènes physiques impliqués et de rassembler les informations nécessaires au développement d'une telle méthode, les recherches peuvent faire appel à différentes techniques, telles que :

- Mesures sur têtes/oreilles artificielles : différents instruments de mesure permettent actuellement, en imitant la forme et les propriétés acoustiques de l'oreille externe et de l'oreille moyenne, d'effectuer une multitude de tests sans avoir à passer par des sujets humains. Le laboratoire d'infrastructure commune en acoustique pour la recherche (ICAR) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) et de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), situé à l'ÉTS, met notamment à la disposition trois têtes artificielles, soit la tête 45BC de G.R.A.S (Holte, Danemark), la tête 4128C de Bruel & Kjaer (Naemur, Danemark), et celle de l'Institut Saint-Louis (Saint-Louis, France).

- Mesures avec sujets humains : des mesures effectuées avec des sujets humains sont en pratique plus délicates, mais offrent davantage de garanties quand il s'agit d'obtenir des données réellement représentatives de l'oreille humaine. Des sondes microphoniques très légères, telles que la sonde ER-7C (Etymotic Research, Elk Grove Village, IL), disponible au laboratoire ICAR, permettent d'effectuer des mesures de pression acoustique jusqu'à hauteur du tympan, sans engendrer d'inconfort ou de risques particuliers pour le participant.

- Modélisation acoustique : des modèles acoustiques présentant une faible complexité de calcul peuvent être utilisés, autant pour simuler le conduit auditif (Giguère et Woodland, 1994; Keefe, 1990; Mapes-Riordan, 1991), que pour imiter l'impédance de l'oreille moyenne (Kringlebotn, 1988; Shaw et Stinson, 1983; Shera et Zweig, 1991). Concernant la modélisation du conduit auditif, on retiendra la modélisation par ligne de transmission, laquelle se situe à mi-chemin entre la modélisation par paramètres localisés (Giguère et Woodland, 1994) et la méthode des éléments finis en termes de précision, complexité et domaine d'applicabilité (Mapes-Riordan, 1991).

2.4.2 Influence des perturbations sonores induites par le porteur

Problème

Hormis les défis qu'impose la conversion des niveaux de bruit en niveaux équivalents « champ libre », il existe un autre frein actuel au développement des systèmes dosimétriques portatifs pour la prévention du risque auditif en milieu de travail. En effet, si de tels systèmes permettent de connaître précisément le niveau de bruit à proximité (ou à l'oreille) du travailleur, ils sont également susceptibles de capter les perturbations sonores induites par le porteur lui-même (Borgh, Lindström, Waye et Claesson, 2008; Ryherd, Kleiner, Waye et Ryherd, 2012). Dans le cas d'un microphone intraauriculaire, ce problème se manifeste essentiellement via la parole du porteur, laquelle peut augmenter de manière considérable les niveaux sonores mesurés dans le conduit auditif occlus. Ce constat est d'autant plus flagrant en oreille occluse (Mazur et Voix, 2012; Nélisse *et al.*, 2012), puisque l'effet d'occlusion qui résulte de l'obstruction du conduit auditif tend à amplifier tous les bruits émis par le porteur via la conduction osseuse (Berger et Kerivan, 1983), y compris les bruits physiologiques (respiration, déglutition, battements cardiaques, etc.),

mais aussi les bruits provenant des mouvements du porteur (mastication, bruits de pas, etc.). Par ailleurs, il a d'ores et déjà été démontré que certains réflexes, ayant lieu soit dans l'oreille moyenne (Borg et Counter, 1989; Mukerji, Windsor et Lee, 2010), soit sur le plan neuronal (Creutzfeldt, Ojemann et Lettich, 1989), permettent à l'humain de se désensibiliser de nombre de ces bruits internes (voix, mastication, déglutition). Dans l'oreille moyenne, cette désensibilisation est assurée par des contractions du muscle stapédien et/ou du muscle tenseur, lesquels contribuent à diminuer jusqu'à 15 dB la quantité d'énergie transmise à l'oreille interne (Brask, 1978). Pour des individus qui sont amenés, par exemple, à parler beaucoup pendant un quart de travail, la dosimétrie intraauriculaire peut donc être amenée à surévaluer largement le risque de dommages auditifs, et ce particulièrement en oreille occluse.

Pistes et outils de recherche

Une des solutions possibles pour résoudre ce problème est l'utilisation d'une méthode permettant de distinguer les perturbations du porteur des bruits en provenance de l'environnement. Une telle méthode présenterait plusieurs avantages. À court terme, elle permettrait de mieux comprendre les raisons qui peuvent amener un individu/travailleur à dépasser certains critères d'exposition au bruit, grâce à une comparaison des niveaux d'exposition avec et sans les contributions internes (parole, mastication, etc.). À plus long terme, il est permis d'espérer qu'une telle comparaison permette aussi de mieux comprendre les effets de ces contributions internes sur l'audition, en particulier si un suivi audiométrique des individus est effectué en parallèle durant plusieurs années.

Pour permettre une telle discrimination des perturbations du porteur, plusieurs outils sont possibles, à commencer par des algorithmes de détection vocale (VAD, « *Voice Activity Detection* »). De tels algorithmes sont apparus au début des années 1990, avec pour objectif principal d'améliorer la qualité de transmission des systèmes de téléphonie mobile. Ces derniers sont cependant connus pour leur inefficacité à de faibles rapports signal sur bruit (Beritelli, Casale, Ruggeri et Serrano, 2002). Pour pallier ce problème, certains auteurs se sont penchés sur l'utilisation de méthodes statistiques qui s'appuient sur un test de probabilité et une approximation gaussienne des signaux de bruit et de parole dans la transformation de Fourier discrète (Davis, Nordholm et Togneri, 2006; Sohn, Kim et Sung, 1999). D'autres ont employé une analyse « long terme » du signal de parole (Ghosh, Tsiartas et Narayanan, 2011; Ramirez, Segura, Benitez, de la Torre et Rubio, 2004).

Dernièrement, les chercheurs s'intéressent de plus en plus aux mécanismes de perception auditive pour détecter la parole, se basant notamment sur les effets de la modulation spectrale (Keurs, Festen et Plomp, 1992) ou de la modulation temporelle (Drullman, Festen et Plomp, 1994) sur l'intelligibilité. L'analyse spectrotemporelle, définie comme les études combinées de ces deux facteurs, occupe par ailleurs un rôle central dans la représentation de la parole (Elhilali, Chi et Shamma, 2003; Mesgarani, David, Fritz et Shamma, 2014). Cette analyse permet notamment l'extraction de caractéristiques bien connues du traitement du signal, telles que la modulation d'amplitude ou la modulation de fréquence, mais aussi la hauteur et l'harmonicité; autant de propriétés qui ont largement été exploitées à des fins de détection vocale.

Cependant, en dépit des progrès importants accomplis dans le domaine des systèmes VAD, la détection de la parole dans des environnements à faible rapport signal sur bruit reste un important défi de recherche actuelle, surtout lorsqu'il s'agit de rendre les algorithmes disponibles sur des dispositifs DSP bénéficiant d'une faible puissance de calcul. Compte tenu de cet impératif, deux récents algorithmes à faible complexité semblent néanmoins intéressants pour le présent projet

de recherche : celui développé par Lezzoum *et al.* (2014), qui se destine à une utilisation sur « bouchons intelligents », et celui de Hsu *et al.* (2015). Le premier s'appuie sur un traitement numérique du signal inspiré du « *Modulation-Based Digital Noise Reduction* » (Lamm, Berg, Künzler, Kuenzle et Glück, 2011), consistant à analyser la fréquence et la profondeur de modulation de l'enveloppe temporelle du signal afin de détecter la présence de parole dans un signal fortement perturbé par des bruits industriels. Le second utilise la modulation en fréquence des harmoniques du signal, dont l'énergie est extraite au moyen d'une décomposition spectrotemporelle et comparée à un seuil pour distinguer les signaux avec parole des signaux sans paroles.

De tous ces algorithmes, aucun ne peut cependant permettre de distinguer la voix d'un individu portant un DIA de la voix des personnes qui l'entourent, ce qui peut représenter une faiblesse importante pour des mesures effectuées dans des environnements de travail avec plusieurs travailleurs. Pour effectuer une telle discrimination, des technologies récentes de commande vocale intégrée à un bouchon protecteur font usage d'un deuxième microphone (en plus du microphone intraauriculaire), placé sur la face externe du bouchon (Goldstein, Usher et Boillot, 2014; Kvaløy *et al.*, 2004). Il peut en effet s'avérer intéressant, pour le cas d'une mesure effectuée sous un protecteur auditif, de comparer les signaux à l'intérieur et à l'extérieur du protecteur. De par la présence du protecteur auditif, on peut s'attendre à ce qu'en présence de bruit ambiant, la ressemblance entre les deux signaux diminue dès que le porteur émet des perturbations, puisque le protecteur réduit l'impact du bruit ambiant sur le microphone intraauriculaire, mais amplifie au contraire ces perturbations via l'effet d'occlusion. Il peut être utile d'effectuer une telle comparaison sur des sujets humains équipés d'un protecteur auditif et d'au moins deux microphones (à l'intérieur et à l'extérieur du protecteur), en utilisant par exemple des indices tels que le coefficient de corrélation, ou la fonction de cohérence (Randall, 1987).

2.4.3 Sensibilité auditive en oreille occluse

Problème

D'après ce qui a été présenté dans les sections 2.4.1et 2.4.2, la détermination du risque auditif pour du bruit externe (en provenance de l'environnement et non pas du porteur) peut s'effectuer grâce à la seule connaissance du niveau de pression acoustique au tympan et de la fonction de transfert de l'oreille externe (TFOE). Si l'on applique cette règle à l'oreille occluse, la correction qui relie le niveau de pression acoustique mesuré par un « bouchon dosimétrique » ($L'_{p_{MM}}$) au niveau de pression équivalent « champ libre » ($L'_{p_{MM,FF}}$) est alors donnée par la relation :

$$L'_{\mathrm{pMM,FF}} = L'_{\mathrm{pMM}} + \mathrm{MEC} - \mathrm{TFOE} \quad \textbf{(6)}$$

Cependant, deux études récentes (Gallagher *et al.*, 2014; Keidser *et al.*, 2000) laissent penser que l'occlusion du conduit auditif par un bouchon protecteur pourrait avoir un effet sur la sensibilité du système auditif, ce qui irait à l'encontre d'une telle démarche. Les résultats de la première étude (Keidser *et al.*, 2000) montrent des écarts à sonie[1] égale, pouvant aller jusqu'à 10 dB, entre les niveaux de bruit intraauriculaire émis au moyen d'une source sonore intraauriculaire

[1] La sonie est la sensation subjective d'intensité sonore qui détermine la magnitude de la sensation auditive produite par un son (https://www.cnrtl.fr/definition/sonie)

(écouteurs intraauriculaires, appareils auditifs) et ceux obtenus au moyen d'un haut-parleur situé plus loin de l'oreille. Quant aux résultats de la seconde étude (Gallagher *et al.*, 2014; Theis *et al.*, 2012), ils font apparaître des différences importantes entre les déplacements temporaires du seuil (DTS) auditif obtenus en oreille ouverte et ceux obtenus en oreille occluse (protégée par un bouchon), malgré des niveaux de bruit identiques au tympan. En utilisant des méthodes très différentes, ces deux études avancent que, pour une pression acoustique donnée au tympan, le système auditif humain pourrait observer une certaine perte de sensibilité lorsque le conduit auditif est occlus.

Afin d'établir un lien significatif entre les niveaux de bruit occlus mesurés et le risque de traumatisme auditif, il convient donc de quantifier une éventuelle correction qui permettrait de passer d'une TFOE (ouverte) à une « fonction de transfert de l'oreille occluse ». En d'autres mots, le problème qui se pose est le suivant : « Pour des niveaux de bruit identiques au tympan, le risque de dommages auditifs est-il différent en oreille occluse et en oreille ouverte ? Et si oui, de combien ? »

Pistes et outils de recherche

Si les résultats de Gallagher *et al.* (2014) paraissent difficiles à expliquer (Bonnet, Voix et Nélisse, 2017), ceux obtenus par Keidser *et al.* (2000) semblent plus clairs. Une analyse complète de la littérature montre en effet de nombreuses études similaires, où des différences étaient observées entre la sonie résultant d'un casque d'écoute et celle résultant d'un haut-parleur classique (Munson et Wiener, 1952; Robinson et Dadson, 1956; Sivian et White, 1933). Ce phénomène, communément appelé « problème des 6 dB manquants » (« *the missing 6 dB* »), et qui remonte jusqu'au début des années 1930, a depuis trouvé réponse dans de nombreuses théories (Florentine, Popper et Fay, 2011; Killion, 1978; Rudmose, 1982; Völk et Fastl, 2011). Parmi celles-ci, on retiendra que la sonie dépend en fait de la distance qui sépare une source sonore de l'oreille (Rudmose, 1982), et que ce constat semble d'autant plus vrai pour des espaces fortement réverbérants (Zahorik et Wightman, 2001). Cet effet s'explique par le fait que la distance à laquelle on place une source sonore de l'oreille peut influencer sa « taille acoustique », c'est-à-dire la taille de la source perçue par l'auditeur (Rudmose, 1982). Les résultats obtenus par Völk et Fastl (2011), en comparant la sonie induite au moyen d'un haut-parleur classique avec celle d'un casque d'écoute auquel on applique une synthèse binaurale (pour reproduire à l'identique les signaux temporels intraauriculaires du haut-parleur), vont dans le sens de cette explication en affichant des niveaux de bruit identiques à sonie égale entre les deux conditions d'excitation. Cependant, comme il ne semble pas exister à l'heure actuelle de résultats similaires pour l'oreille occluse, il est difficile d'affirmer avec certitude que les données relevées par Keidser *et al.* (2000) sont uniquement dues à une proximité différente des sources sonores utilisées pour l'oreille occluse et pour l'oreille ouverte. Afin de vérifier cela, deux pistes de recherche paraissent particulièrement pertinentes :

- Reproduire les expériences de Völk et Fastl (2011) en remplaçant le casque d'écoute par des écouteurs intraauriculaires;
- Mettre au point un protocole expérimental unique qui permet de comparer la sonie en oreille occluse et en oreille ouverte, mais en utilisant une source sonore identique (et à une distance identique de l'oreille) pour les deux conditions.

Une troisième piste de recherche consiste à répéter, ou à reproduire dans des conditions différentes, les expériences de Gallagher *et al.* (2014). Néanmoins, la mesure du DTS implique d'exposer des participants humains à de hauts niveaux de bruit, ce que ne permettent généralement pas les comités d'éthique en recherche « civile ».

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

3.1 Objectifs

L'objectif global du projet est de développer et d'exploiter une nouvelle méthode de mesure intraauriculaire de l'exposition sonore de travailleurs, portant ou non des protecteurs auditifs, dans des conditions réelles de travail. Les sous-objectifs spécifiques suivants ont été poursuivis pour mener à bien le projet de recherche :

- développer l'instrumentation et les algorithmes permettant de mesurer l'exposition sonore intraauriculaire; les algorithmes doivent notamment permettre de : a) tenir compte des corrections acoustiques individuelles requises, b) tenir compte d'une éventuelle correction liée à l'occlusion du conduit auditif, et c) distinguer la contribution des bruits du porteur;

- concevoir, réaliser et valider un prototype d'« oreillette de mesure », instrumenté pour la mesure de l'exposition sonore en oreille ouverte (non-protégée), ou encore sous un casque antibruit;

- concevoir, réaliser et valider un prototype de « bouchon dosimétrique », instrumenté pour la mesure de l'exposition sonore sous un protecteur de type bouchon, ou sous une double protection auditive (ensemble « bouchons + casque antibruit »);

- valider ces nouveaux dispositifs en laboratoire, en simulant et en recréant diverses conditions de bruit typiques des milieux de travail.

3.2 Volets de l'étude et organisation du rapport

Pour répondre aux quatre sous-objectifs mentionnés ci-dessus, les travaux de recherche ont porté sur quatre volets principaux :

1. mettre au point et exploiter une méthodologie expérimentale pour déterminer l'impact, sous forme de pondérations acoustiques, d'une occlusion de l'oreille sur la sensibilité du système auditif.

2. développer une méthode de calibration « terrain » et individuelle des DIA, permettant de déterminer les corrections acoustiques individuelles requises pour faire équivaloir les niveaux de pression acoustique mesurés dans l'oreille, aux niveaux de bruit en champ libre utilisés dans les normes et réglementations.

3. développer une méthode permettant de distinguer, dans le cadre d'une mesure de l'exposition sonore par DIA, la contribution des bruits du porteur de celle des bruits en provenance de l'environnement.

4. déployer ces méthodes et algorithmes au sein d'un appareil de mesure embarqué intégrant, grâce au développement d'algorithmes en temps réel sur un processeur numérique, l'ensemble des fonctionnalités décrites dans les trois premiers points.

Pour atteindre les différents objectifs du projet de recherche, les méthodes développées aux volets 2 et 3 devaient idéalement permettre de couvrir une large gamme de conditions de bruit et de port de protecteurs auditifs. Dans l'idéal, les approches développées devaient pouvoir s'appliquer aux quatre configurations les plus courantes, à savoir : oreilles ouvertes (non protégées), port de bouchons protecteurs, port d'un casque antibruit, et port d'une double protection (ensemble « bouchons + casque antibruit »).

Les volets 1 à 3 ont fait principalement l’objet des travaux de doctorat de M. Fabien Bonnet (Bonnet, 2019) tandis que le volet 4 a fait l’objet des travaux de maîtrise de M. Marcos Nogarolli (Nogarolli, 2019). Les deux étudiants ont fait progresser leurs travaux de concert tout au long du projet pour bien répondre aux objectifs présentés précédemment. Le présent document se veut une synthèse de ces travaux.

Le rapport a été rédigé en regroupant, dans une même section, la méthodologie et les résultats de chaque volet. Les quatre volets traités sont ainsi présentés, suivis d’une discussion, des retombées, des recommandations et des conclusions.

4. EFFET DE L'OCCLUSION DU CONDUIT AUDITIF SUR LA SENSIBILITÉ AUDITIVE

Ce volet vise à étudier l'effet de l'occlusion du canal auditif sur la sensibilité de l'audition en comparant l'intensité sonore (« *loudness* ») suscitée par des haut-parleurs circumauriculaires entre l'oreille non occluse et l'oreille obstruée par un bouchon d'oreille. Ces travaux ont déjà fait l'objet d'une publication (Bonnet *et al.*, 2018), et le lecteur est invité à consulter celle-ci pour obtenir tous les détails méthodologiques.

4.1 Méthodologie

4.1.1 Principe de la méthode utilisée

Une procédure d'égalisation de sonie est utilisée pour comparer l'intensité sonore (ou force sonore) entre des oreilles occluses et non occluses. Elle consiste à effectuer des égalisations de sonie gauche-droite avec un bruit diotique émis au moyen d'un casque circumauriculaire, alors qu'une des deux oreilles est ouverte (non occluse) et que l'autre est occluse par un bouchon. Lorsque la même force sonore est perçue dans les deux oreilles pendant la procédure d'égalisation, les niveaux de bruit dans celles-ci sont mesurés à l'aide de sondes microphoniques. Le protocole de tests a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS.

4.1.2 Sélection des participants

Avant de prendre part au projet de recherche, les participants devaient lire une lettre d'information et signer un formulaire de consentement. Des audiogrammes ont été effectués pour chaque participant afin d'évaluer leur audition. Seuls les participants présentant des seuils auditifs inférieurs à 25 dBHL pour toute la gamme de fréquences 125-8 000 Hz étaient retenus. Un examen otoscopique et une vérification visuelle des oreilles ont aussi été effectués pour vérifier l'absence de toute anormalité. De plus, les participants ont effectué un test rapide d'égalisation de sonie avec les deux oreilles occluses afin de s'assurer que ceux-ci étaient capables d'exécuter ce type de tâches de manière répétitive et reproductible. Dix-huit participants (11 hommes, 7 femmes), âgés entre 22 et 50 ans (moyenne 31 ans), ont été retenus pour compléter l'ensemble des essais. Il est à noter que tous les participants retenus présentaient des seuils auditifs inférieurs à 20 dBHL pour les fréquences de 250-1 000 Hz et que seulement 12 participants étaient en dessous de 20 dBHL pour toute la gamme de 125-8 000 Hz. Notons finalement que les participants semblaient avoir une audition légèrement meilleure à l'oreille droite. En effet, les seuils d'audition à l'oreille gauche étaient supérieurs en moyenne de 1-2 dB à ceux de l'oreille droite. Cette précision sera utile pour comprendre certains résultats présentés plus loin.

4.1.3 Instrumentation

Les essais ont été réalisés dans une cabine audiométrique à parois double de 10 m^3 (Eckel, Morrisburg, ON). Le participant avait accès à une souris d'ordinateur à molette pour effectuer l'égalisation de sonie gauche-droite, la souris étant connectée à un ordinateur à l'extérieur de la cabine. Les mouvements de la molette de la souris étaient convertis en commande de balance audio via une interface développée sous Pure Data (*Pure Data Community*, https://puredata.info/) et une interface audio (MOTU, Cambridge, MA). Des écouteurs circumauriculaires avec une atténuation passive élevée (Fitcheck SoloTM, Michael Associates Inc., State College, PA) étaient

utilisés pour la génération des stimuli sonores. L'atténuation importante des écouteurs permettait d'éviter au participant d'entendre les bruits de la souris durant la procédure d'égalisation. Les mesures de niveaux de pression acoustique dans le canal auditif ont été effectuées à l'aide des oreillettes de mesure développées dans le cadre de ce projet (voir section 8). Une oreillette appelée « oreillette de mesure (« OED : *Open Ear Device* ») permettait la mesure du niveau de bruit dans l'oreille non protégée, tandis qu'une oreillette appelée « bouchon dosimétrique » (CEP : *« Closed Earpiece* ») permettait la mesure dans l'oreille protégée par un bouchon. Les deux oreillettes sont équipées de microphones à électret miniature FG Series (Knowles, Itasca, IL) connectés à des tubes qui permettent de faire une lecture du niveau de pression à environ 8 mm à l'intérieur du canal auditif (distance qui sépare le point de mesure de l'entrée du canal), une fois l'oreillette bien insérée. Les deux oreillettes sont illustrées à la Figure 2. L'oreillette CEP est équipée d'un embout servant de bouchon pour occlure l'oreille. Elle est aussi équipée d'un microphone extérieur qui permet de mesurer les niveaux de bruit ambiant arrivant à l'oreille. Ce micro, combiné au microphone intraauriculaire, permet ainsi d'obtenir une estimation de l'atténuation du protecteur sous la forme d'une atténuation sonore NR (« *Noise Reduction* »), en calculant la différence des niveaux de part et d'autre du bouchon. L'acquisition des signaux a été faite en utilisant un module d'acquisition PXI-4462 de National Instruments (National Instruments, Austin, TX) et le logiciel MATLAB (MathWorks, Natick, MA)

Figure 2. Modèle 3D illustrant l'oreillette de mesure (OED à gauche) et le bouchon dosimétrique (CEP à droite). L'oreillette CEP est conçue pour pouvoir accueillir un embout protecteur de type bouchon.

La Figure 3 présente l'atténuation moyenne (NR) obtenue sur les 36 oreilles testées pour les 7 bandes d'octaves entre 125 et 8 000 Hz. Un bruit blanc continu a été utilisé comme excitation sonore pour la mesure de l'atténuation. L'atténuation obtenue est typique de celle obtenue avec ce type de bouchons prémoulés et une faible insertion de ces derniers dans le canal auditif.

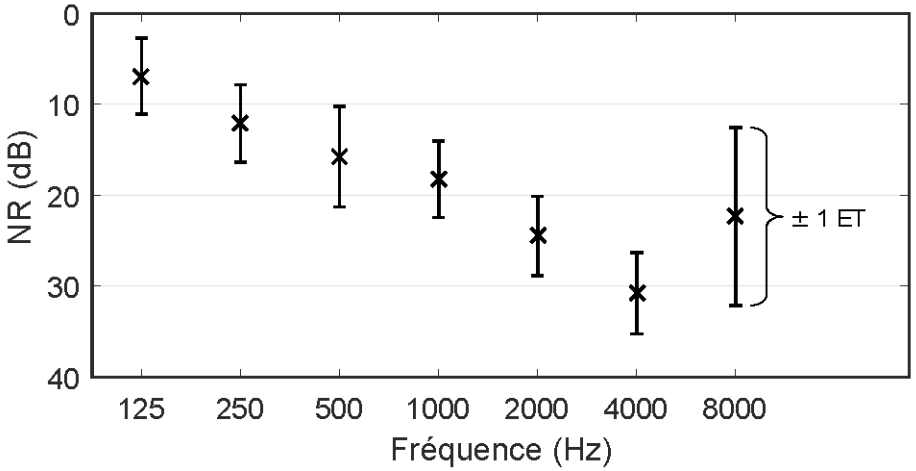


Figure 3. Atténuation moyenne (NR) et écart-type obtenu sur les 18 participants (36 oreilles).

Finalement, la Figure 4 montre un schéma résumant la chaîne d'acquisition lors de la procédure d'égalisation de sonie. Les signaux des microphones aux deux oreilles étaient enregistrés en temps réel pour analyse et aussi redirigés vers l'expérimentateur afin que celui puisse vérifier qu'aucun bruit parasite (toussotement, bruit de gorge, etc.) ne vienne polluer les mesures.

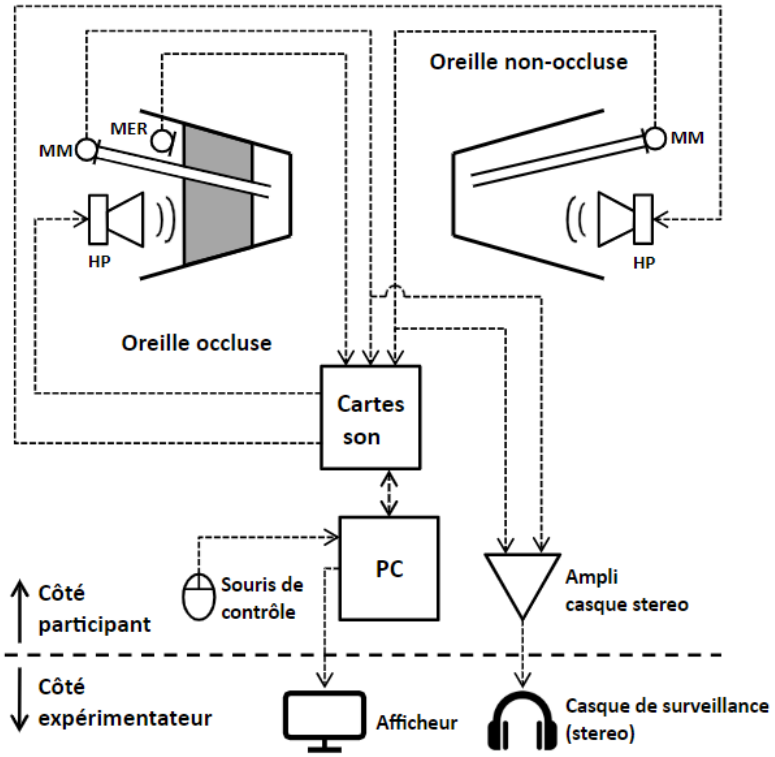


Figure 4. Schéma de la chaîne d'acquisition utilisée lors des essais d'égalisation de sonie (MM : Microphone de mesure; MER : Microphone extérieur de référence; HP : haut-parleur).

4.1.4 Procédures d'égalisation de sonie

Comme mentionné précédemment, le participant devait rester assis durant les essais et effectuer une égalisation gauche-droite de l'intensité sonore perçue, en ayant une des oreilles occluse par le CEP et l'autre instrumentée avec l'OED (oreille ouverte). Pour chaque stimulus sonore présenté (les stimuli sonores sont détaillés à la section 4.1.5), l'objectif pour le participant était d'ajuster la balance gauche-droite de manière à ressentir la même intensité sonore des deux côtés (occlus et non occlus). Le participant devait effectuer la procédure d'égalisation pour toutes les fréquences centrales d'octave de 125 à 8 000 Hz en deux tâches-miroir. Lors de la première tâche (notée ci-après « tâche G »), l'oreille gauche était occluse, tandis que lors de la deuxième tâche (notée ci-après « tâche D »), l'oreille droite était occluse. Chaque tâche pouvait prendre entre 10 et 25 minutes, toute dépendante de la rapidité avec laquelle le participant arrivait à effectuer la procédure d'égalisation. Pour chaque tâche, la séquence suivante était présentée trois fois : 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz, 8 kHz, 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz. Ainsi, le participant devait faire l'égalisation pour chaque fréquence trois fois, sauf pour le stimulus à 1 000 Hz, pour lequel la procédure d'égalisation était effectuée six fois, à des fins de vérification. La molette de la souris était utilisée pour faire la balance sonore d'une oreille à l'autre avec une résolution de 1 dB et une gamme dynamique de 30 dB dans chaque oreille. Lorsque le participant jugeait que l'intensité sonore était la même dans les deux oreilles, il devait cliquer sur le bouton gauche de la souris. À la suite de ce clic, les niveaux étaient alors gardés constants durant 3 secondes et automatiquement mesurés et enregistrés. Le stimulus sonore était alors remplacé par le suivant dans la séquence (autre fréquence) et la balance gauche-droite était replacée aléatoirement. Le participant devait alors reprendre la procédure d'égalisation de sonie avec le nouveau stimulus sonore. La Figure 5 montre un exemple des niveaux de bruit mesurés pendant une procédure d'égalisation de sonie pour deux fréquences (1 kHz et 2 kHz) pour un participant donné. Les délimiteurs bleus sur la figure montrent les deux périodes de temps durant lesquelles la mesure de niveaux de bruit à égale sonie est effectuée.

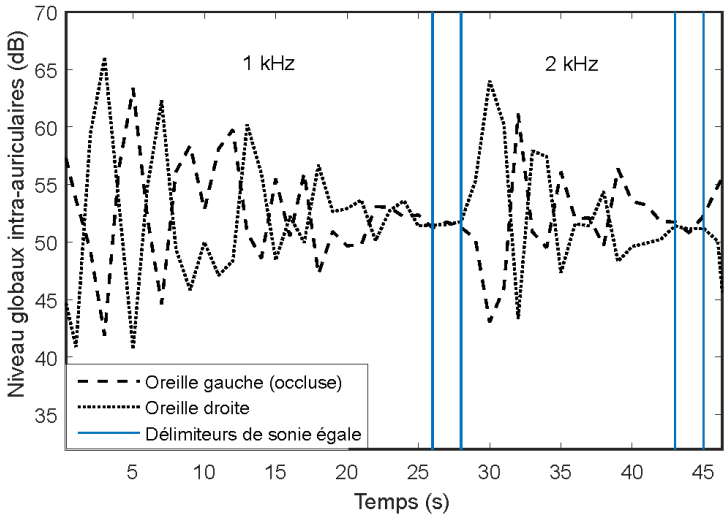


Figure 5. Niveaux de bruit en fonction du temps mesurés lors de la procédure d'égalisation de sonie pour deux fréquences (1 kHz et 2 kHz) et un participant donné.

4.1.5 Stimuli sonores

Comme l'intensité sonore dépend de la fréquence, il est important de s'assurer que la procédure d'égalisation sonore se fasse avec des stimuli ayant le même contenu spectral à gauche et à droite. Ainsi, pour éviter que le contenu spectral du stimulus dans l'oreille occluse ne soit modifié par l'atténuation non uniforme du bouchon, des signaux de largeur de 1/8^{e} d'octave étaient utilisés. Par ailleurs, il importe de mentionner que les signaux gauche et droit étaient décorrélés en phase pour éviter toute influence d'un possible déphasage interaural dû au bouchon (voir Bonnet, Voix et Nélisse (2016) à cet effet).

4.2 Résultats

Pour chaque sujet et chaque fréquence testée, on définit la différence interaurale moyenne de niveaux à égale sonie (AILDEL, « *Average Interaural Level Difference at Equal Loudness* »), calculée pour chaque tâche comme suit :

$$\mathrm{AILDEL} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\left[L_{\mathrm{p_G}} - L_{\mathrm{p_D}}\right]_i \qquad (7)$$

où $L_{\mathrm{p_G}}$ et $L_{\mathrm{p_D}}$ sont les niveaux de bruit à égale sonie dans l'oreille gauche et l'oreille droite respectivement, et où *N* est le nombre de répétitions de la procédure d'égalisation (*N* = 3 pour toutes les fréquences sauf pour 1 000 Hz où *N* = 6).

Si l'occlusion du canal par le bouchon ne devait pas affecter la perception de la sonie, les valeurs de AILDEL devraient être identiques que l'on porte le bouchon à droite (tâche D) ou à gauche (tâche G). Pour vérifier cet effet, on a donc comparé les valeurs de AILDEL obtenues avec les deux tâches D et G (Figure 6).

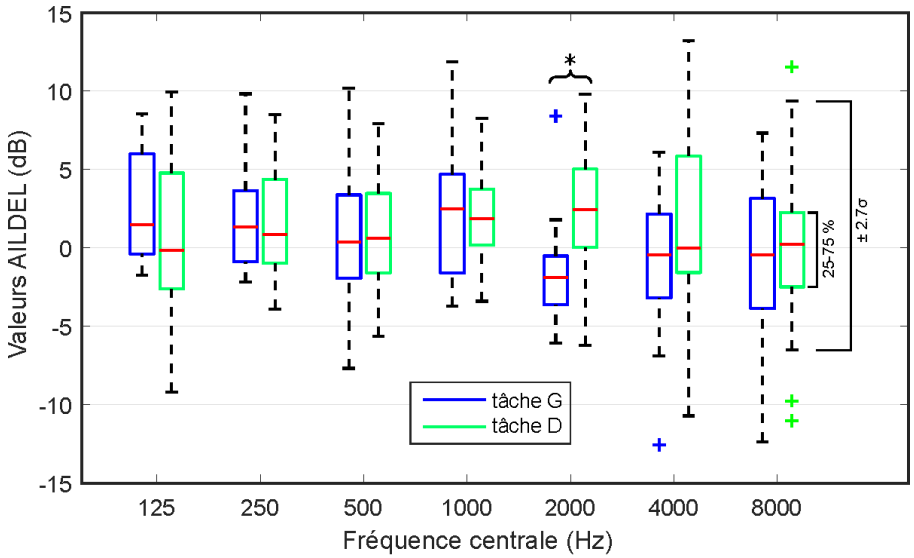


Figure 6. Boites à moustaches (N = 18) comparant les valeurs de AILDEL obtenues avec les tâches D et G pour différentes fréquences. Les lignes rouges représentent la médiane et les croix, les valeurs aberrantes. Les différences jugées statistiquement significatives sont indiquées par un astérisque.

Un test des rangs signés de Wilcoxon a été effectué pour comparer les valeurs de AILDEL. À l'exception des valeurs à 2 kHz (Z = -2,94, p = 0,003), aucune différence significative n'a été obtenue avec un seuil de signification statistique de 5 %. Par ailleurs, comme on le montre bien dans (Bonnet *et al.*, 2018), les différences observées à 2 kHz sont fort probablement dues à une différence de positionnement du microphone dans les oreilles occluse et non occluse. Des déviations de 1-2 mm dans le positionnement du microphone peuvent amener des différences importantes dans les niveaux mesurés. Pour pallier ce problème, des corrections s'appliquant aux valeurs de niveaux de bruit sont proposées dans (Bonnet *et al.*, 2018). Une fois ces corrections apportées, le test statistique a été refait et cette fois, aucune différence significative n'a été obtenue, pour toutes les fréquences.

Ces résultats suggèrent globalement qu'il n'y aurait pas d'effet dû à l'occlusion du conduit auditif par le bouchon, c'est-à-dire que le même niveau est obtenu dans les oreilles occluse et non occluse lorsqu'on se trouve à sonie égale. Cependant, en regardant les résultats présentés de 125 à 1 000 Hz, on peut être porté à croire que le fait de porter un bouchon mène à des niveaux un peu plus élevés dans l'oreille gauche à égale sonie. En effet, dans cette gamme de fréquences, la médiane oscille autour de 2 dB, et ce, tant pour la tâche D que pour la tâche G. Le fait que l'on obtienne une médiane positive tant pour la tâche D (oreille droite occluse) que la tâche G (oreille gauche occluse) suggère que cette différence n'est toutefois pas due au bouchon. On considère que cette différence s'explique plutôt par l'asymétrie observée dans les seuils auditifs entre les oreilles droite et gauche pour l'ensemble des participants (voir section 4.1.2).

Afin d'isoler l'effet du bouchon de la différence de sensibilité des oreilles des participants, on peut d'abord écrire AILDEL de la façon suivante :

$$\mathrm{AILDEL}_G = \Delta_{\mathrm{bouchon,\,G}} + \Delta_{\mathrm{participant}} \quad \textbf{(8)}$$

$$\mathrm{AILDEL}_D = -\Delta_{\mathrm{bouchon,\,D}} + \Delta_{\mathrm{participant}} \quad \textbf{(9)}$$

où $\Delta_{\mathrm{bouchon,\,G}}$ et $\Delta_{\mathrm{bouchon,\,D}}$ sont les effets de l'occlusion par le bouchon sur le AILDEL lors des tâches G et D respectivement, et $\Delta_{\mathrm{participant}}$ est la différence initiale gauche-droite dans la sensibilité auditive des participants. On peut ainsi calculer l'effet moyen du bouchon $\Delta_{\mathrm{bouchon}}$ par :

$$\Delta_{\mathrm{bouchon}} = \frac{\left(\Delta_{\mathrm{bouchon,G}} + \Delta_{\mathrm{bouchon,D}}\right)}{2} = \frac{(\mathrm{AILDEL_G} - \mathrm{AILDEL_D})}{2} \quad \textbf{(10)}$$

On obtient ainsi un effet moyen du bouchon, indépendamment de l'asymétrie dans la sensibilité auditive des participants.

L'effet moyen du bouchon a été calculé pour chacun des 18 participants et les valeurs moyennes et écarts-types sont présentés au Tableau 1. Ces valeurs confirment les résultats de la Figure 6, soit que l'occlusion du canal auditif par le bouchon ne semble pas avoir d'impact sur les niveaux de pression acoustique mesurés à sonie égale.

Tableau 1. Moyenne et écart-type interparticipant (N = 18) de l'effet moyen du bouchon à différentes fréquences. Les corrections proposées par (Bonnet *et al.*, 2018) ont été utilisées à 1 et 2 kHz (en gras dans le tableau)

Fréquence (Hz)	125	250	500	1 000	2 000	4 000	8 000
Moyenne (dB)	0,7	0,2	-0,1	**0,4**	**-0,9**	-1,1	-0,6
Écart-type (dB)	2,0	2,0	2,5	2,0	2,2	3,5	4,1

Ce résultat est particulièrement pertinent pour la dosimétrie intraauriculaire, où les niveaux d'exposition au bruit sont souvent mesurés dans l'oreille occluse par un bouchon. Les auteurs n'ayant pas d'autres données que celles de Theis *et al.* (Gallagher *et al.*, 2014; Theis *et al.*, 2012) pour étayer la théorie d'un changement de sensibilité de l'ouïe lorsque le canal auditif est occlus, l'utilisation de facteurs de correction pour tenir compte d'un tel changement n'est pas recommandée, car elle conduirait probablement à une sous-estimation de l'exposition au bruit réelle reçue par des personnes portant des bouchons d'oreilles ou des écouteurs intraauriculaires. De même, ces résultats pourraient servir à prouver la validité des systèmes de vérification de l'ajustement, utilisés pour estimer l'efficacité des protecteurs auditifs (Voix *et al.*, 2019). Ces systèmes utilisent soit des mesures objectives, soit des mesures subjectives, ces dernières étant effectuées soit à un niveau seuil, soit à un niveau supraliminaire. Cette étude suggérant qu'il existe une relation entre la sonie et le niveau de pression acoustique tympanique, et ce quelle que soit la charge acoustique appliquée à l'oreille, les résultats impliquent que ces méthodes objectives et subjectives doivent être équivalentes pourvu que les procédures expérimentales appropriées soient utilisées. En outre, les systèmes actuels ou futurs qui utilisent la méthode de la balance de sonie pourraient peut-être tirer parti du plan expérimental présenté dans ce volet du rapport.

5. CALIBRATION INDIVIDUELLE ET *IN SITU* DES DOSIMÈTRES INTRAAURICULAIRES

Ce volet traite de la problématique présentée à la section 2.4.1, soit l'identification des facteurs de correction individualisés permettant une calibration du dosimètre intraauriculaire. Ces facteurs permettent en fait de corriger les niveaux mesurés à une certaine distance du tympan dans le canal auditif (ce que permet normalement un dosimètre intraauriculaire), pour obtenir un niveau équivalent au tympan. Pour ce faire, une nouvelle méthode simple et non invasive utilisant un doublet microphonique a été développée, que ce soit pour des mesures en oreille occluse ou en oreille non occluse. Les détails de cette méthode sont disponibles dans la thèse de doctorat de Bonnet (Bonnet, 2019). Cette section récapitule les grandes lignes de cette méthode et présente certains résultats obtenus au moyen de celle-ci.

5.1 Concepts de base sur l'acoustique du conduit auditif ouvert (non occlus)

La méthode proposée s'appuie sur une connaissance de base de l'acoustique du canal auditif non occlus. Quelques concepts clés sont présentés à l'aide de simulations numériques et d'essais réalisés sur des participants. Ces données sont utilisées pour illustrer le principe de la méthode proposée.

La Figure 7 illustre un canal auditif ouvert, marqué de trois positions pour la mesure ou calcul du niveau de pression acoustique. Parmi les positions illustrées, on trouve l'entrée du canal (notée « référence »), l'intérieur de canal à une distance sécuritaire du tympan (notée « mesure »), et le tympan.

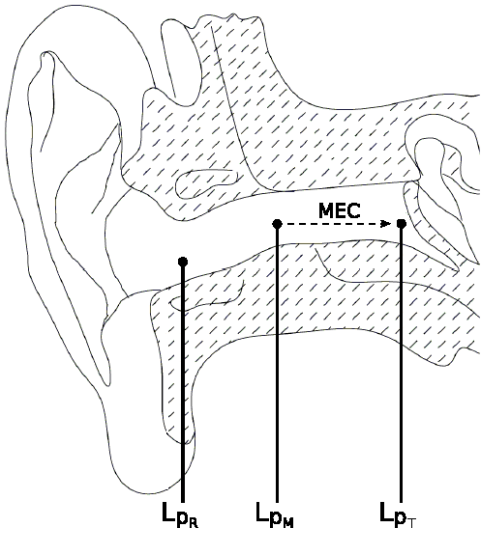


Figure 7. Positions des points de mesure des niveaux de pression dans le canal auditif, utilisées dans la méthode proposée. Lp_R niveau de bruit à l'entrée du canal (référence); Lp_M niveau de bruit dans le canal à une certaine distance du tympan (mesure); Lp_T niveau de bruit au tympan (tympan).

L'objectif est de développer une méthode permettant de corriger les niveaux Lp_M, mesurés en M, pour obtenir une estimation des niveaux au tympan Lp_T, évitant ainsi tous les problèmes pratiques

et de sécurité associés à une mesure directement au tympan. Ce facteur de correction, appelé ici MEC, s'écrit simplement :

$$\mathrm{MEC} = L_{\mathrm{pT}} - L_{\mathrm{pM}} \quad \textbf{(11)}$$

5.1.1 Modèle analytique

Un modèle analytique simplifié du canal non occlus a été développé à partir de la méthode des matrices de transfert (TMM) (Munjal, 2014). Le conduit représenté par le canal auditif a été modélisé comme une série d'éléments de lignes de transmission coniques dissipatifs, où les matrices de chaque élément sont données par Mapes-Riordan (1991). Le modèle à paramètres localisés (« *Lumped-Parameter Model* ») de Shaw et Stinson (1983) a été utilisé pour modéliser la membrane tympanique comme une impédance au bout du canal. Les dimensions précises du canal auditif d'un sujet humain ont pu être obtenues à partir d'une image par résonance magnétique (IRM) et de la géométrie reconstruite obtenue pour ce sujet (Benacchio *et al.*, 2018). Ce sujet est noté « sujet de référence » dans le reste du rapport. L'approche proposée par Lawton et Stinson (1986) a ensuite été utilisée pour dériver un profil géométrique de section du canal auditif du sujet de référence. Ce profil a alors servi de données d'entrée pour le modèle analytique. Ce modèle a finalement été validé en comparant les simulations à des mesures effectuées sur le sujet de référence (voir section suivante). Le profil géométrique obtenu pour le sujet de référence est montré à la Figure 8.

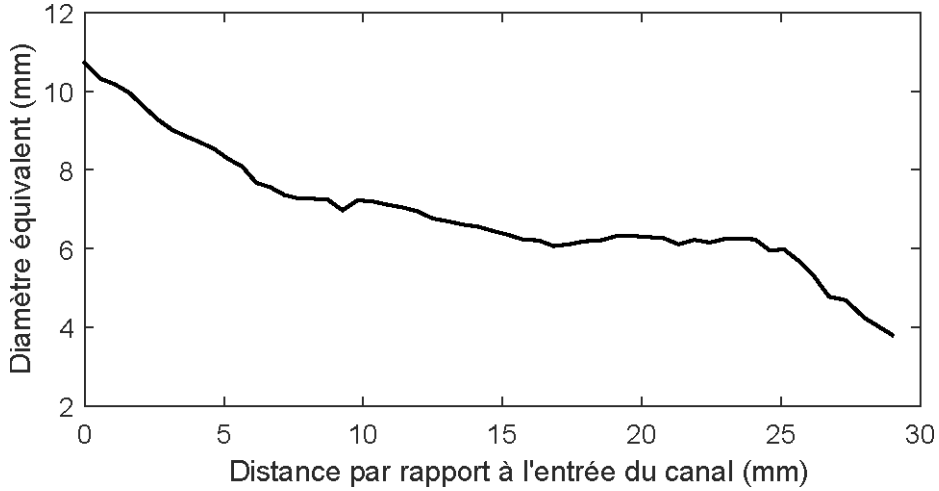


Figure 8. Profil géométrique du canal auditif du sujet de référence. Des diamètres équivalents ont été calculés à approximativement tous les 0,5 mm le long du canal, à partir de l'entrée du canal.

5.1.2 Mesures avec sujets humains en oreille ouverte

Des mesures en oreille ouverte ont été effectuées dans un champ diffus créé dans une salle réverbérante équipée de quatre haut-parleurs (un haut-parleur dans chaque coin de la pièce). Dix participants humains ont été instrumentés à l'aide d'un microphone miniature connecté à un tube-sonde ER-7C (Etymotic Research, Elk Grove Village, IL), comme montré à la Figure 9. Les tests étaient supervisés par une audiologiste agréée du Canada et le protocole approuvé par le comité d'éthique pour la recherche de l'ÉTS. Un bruit blanc était généré par les quatre haut-parleurs et

la pression acoustique était mesurée à environ tous les 2 mm entre le tympan et l'entrée du canal auditif (ECA) dans l'oreille gauche de chaque sujet. Ainsi, pour chaque participant, plusieurs mesures ont été effectuées le long du canal, ce qui a également permis d'obtenir une estimation de la longueur du canal testé (p. ex. : 12 mesures correspondent à une longueur de canal de 22 mm). Les longueurs des 10 canaux auditifs testés se situaient entre 22 et 28 mm.

Figure 9. Dispositif (sonde et microphone) utilisé pour les mesures dans le canal auditif. Les repères marqués en noir sur le tube-sonde sont espacés de 4 mm.

5.1.3 Comparaisons modèle-mesures

La Figure 10 montre une comparaison entre le modèle et les mesures de la différence des niveaux obtenus à l'entrée du canal et au tympan pour le sujet de référence. Les résultats montrent une augmentation de la pression au tympan pour les fréquences comprises entre 3 et 5 kHz, par rapport à l'ECA. Cette augmentation est causée par le son en partie réfléchi par le tympan, car la pression acoustique en un point quelconque du canal résulte des pressions combinées des ondes incidente et réfléchie. À une distance de mesure d'environ un quart de longueur d'onde depuis l'extrémité fermée, l'onde réfléchie a parcouru une demi-longueur d'onde de plus que l'onde incidente, conduisant ainsi à un minimum d'ondes stationnaires à la position de mesure, tandis que la pression à l'extrémité plus rigide (tympan) est toujours la plus élevée. Parce que ce minimum de quart de longueur d'onde se produit directement à l'ECA, il représente également la résonance naturelle du canal auditif. La Figure 10 montre un bon accord entre les prédictions du modèle et les mesures à l'oreille jusqu'à la deuxième résonance du canal auditif située autour de 10 kHz.

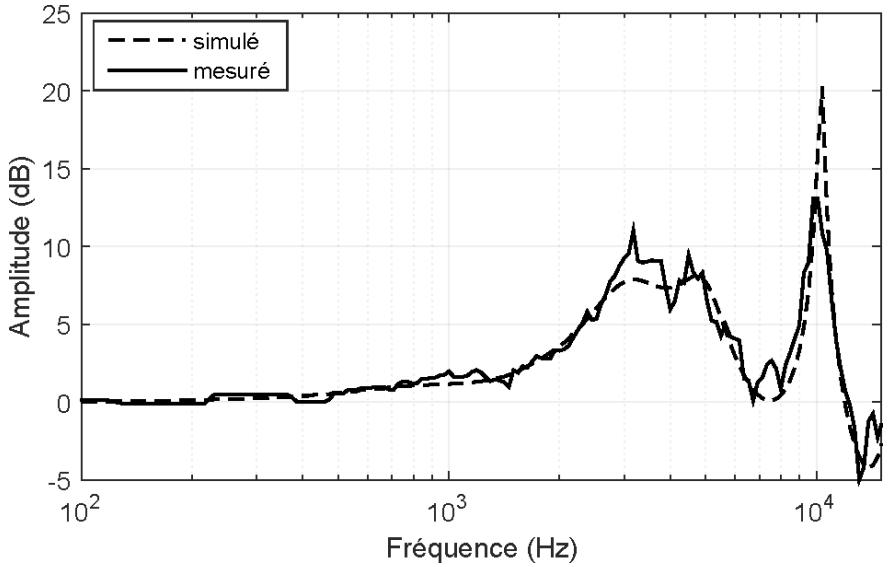


Figure 10. Comparaison modèle/mesures de la différence de niveau de pression (Lp_R-Lp_T) entre l'entrée du canal (ECA) et le tympan pour le sujet de référence. Les résultats sont présentés en bandes de 24^e d'octave.

Lorsque l'on mesure plus profondément dans le canal auditif, comme c'est le cas avec la dosimétrie intraauriculaire (voir position M à la Figure 7), le minimum d'ondes stationnaires se produit à une fréquence plus élevée, puisque la distance entre le point de mesure et la surface réfléchissante du tympan diminue. Ce résultat est illustré à la Figure 11. On y présente les différences de niveau de pression Lp_R-Lp_M et Lp_T-Lp_M, cette dernière étant en fait le facteur de correction MEC. Trois observations peuvent être faites en se basant sur ces résultats. Premièrement, comme mentionné juste avant, le maximum associé au minimum d'ondes stationnaires est bien observé à plus haute fréquence, soit autour de 6 kHz, que dans le cas d'une mesure effectuée plus loin du tympan.

Deuxièmement, on constate que ce maximum apparait à la même fréquence f_{pic}, que l'on considère Lp_R-Lp_M ou Lp_T-Lp_M. Comme on le montre plus loin, ce résultat est particulièrement intéressant. En effet, il nous indique qu'il est possible d'identifier la fréquence f_{pic}, indicative de la distance entre le point M et le tympan, à partir de Lp_R-Lp_M, sans avoir à mesurer au tympan. Qui plus est, comme l'explique bien Bonnet (2019), en prenant la différence Lp_R-Lp_M, on vient considérablement réduire les effets du pavillon de l'oreille et de la conche, qui pourraient venir fausser la détection de f_{pic}. Cette approche a notamment été utilisée pour estimer la position de sondes microphoniques par rapport au tympan (Chan et Geisler, 1990; Dirks, Ahlstromt et Eisenbergt, 1996; Storey et Dillon, 2001).

Finalement, les résultats présentés à la Figure 11 montrent une bonne concordance simulations/mesures. Compte tenu des bons résultats obtenus avec le modèle proposé, celui-ci a été utilisé pour développer et optimiser la méthode de calcul du facteur de correction MEC.

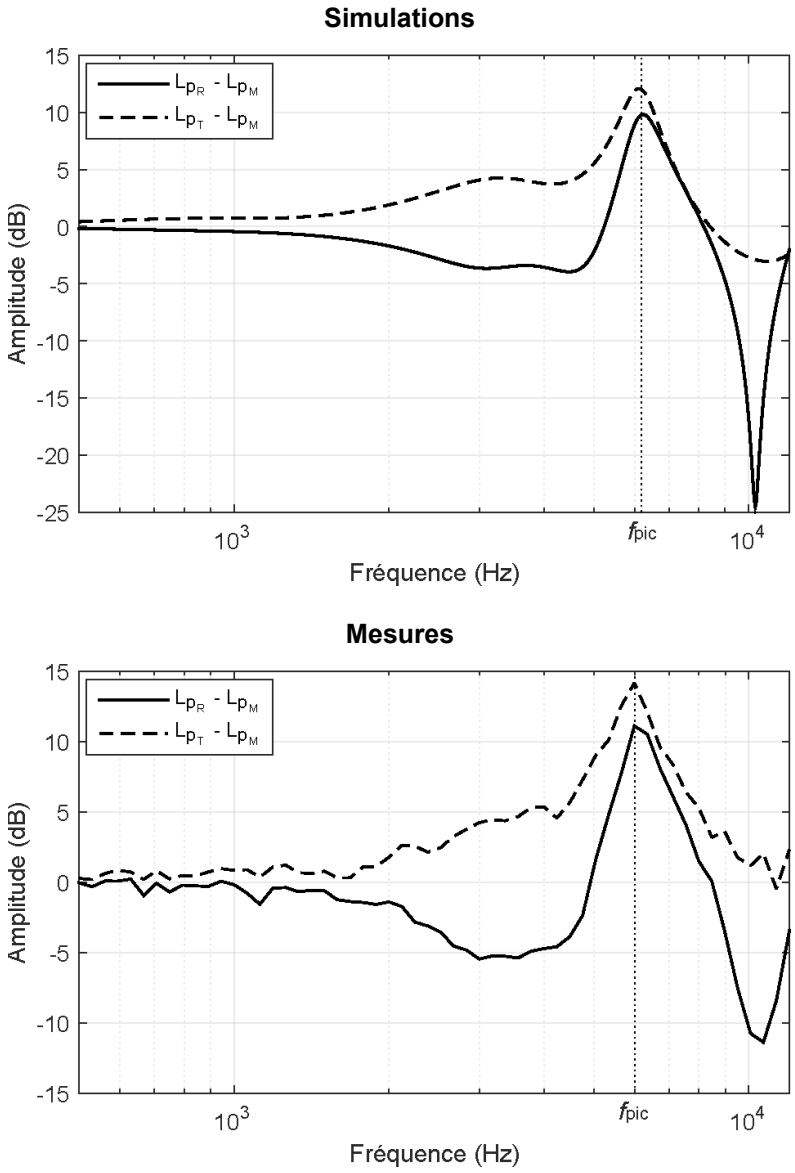


Figure 11. Différences des niveaux de pression Lp_R-Lp_M et Lp_T-Lp_M pour le sujet de référence (haut : simulations; bas : mesures). Le microphone M était placé à 20 mm du tympan et à 9 mm du microphone situé à l'entrée du canal. La fréquence f_{pic} est associée au minimum d'ondes stationnaires.

5.1.4 Calcul du facteur de correction individuel MEC

On rappelle que l'objectif est d'obtenir la fonction individuelle MEC à l'aide de microphones placés dans le canal à une certaine distance du tympan. La Figure 12 montre le facteur de correction MEC mesuré sur les 10 participants pour des positions M à 8, 10 et 12 mm de l'entrée du canal. Sur la figure, la fréquence est normalisée par la fréquence f_{pic}, estimée individuellement pour chaque courbe. On observe que la majorité des courbes de MEC montrent une forme similaire en fonction de la fréquence normalisée. On peut donc définir un gabarit pour obtenir une

estimation du facteur de correction MEC en prenant la moyenne des courbes présentées à la Figure 12. Ce gabarit est présenté à la Figure 13. Le facteur de correction MEC peut donc être obtenu simplement en identifiant la position en fréquence du maximum f_{pic}.

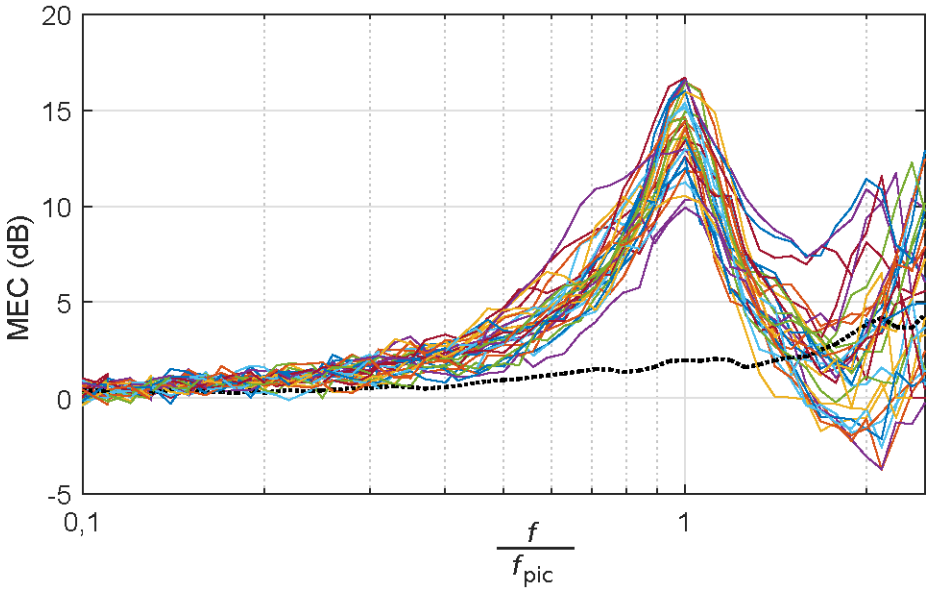


Figure 12. Facteur de correction MEC en fonction de la fréquence normalisée par f_{pic}, mesurée à 8, 10 et 12 mm de l'entrée du canal auditif sur les 10 participants (30 courbes). La ligne pointillée noire indique l'écart-type (N = 30).

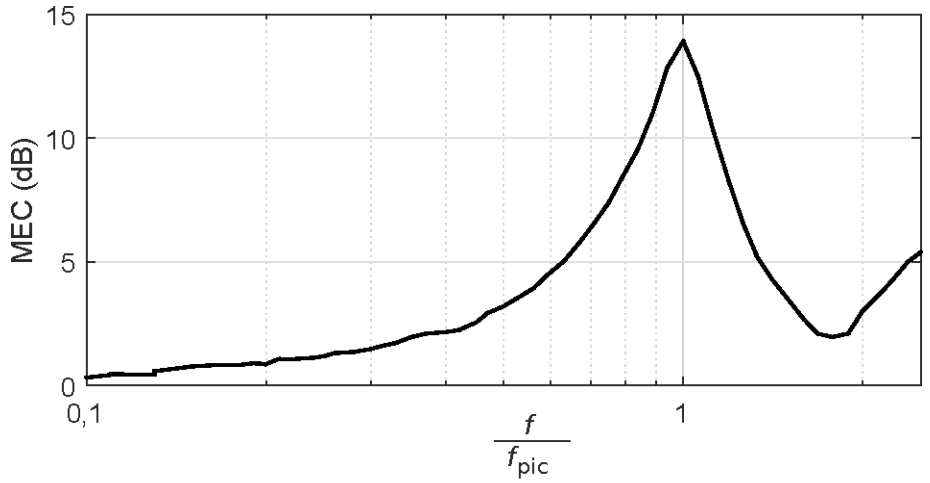


Figure 13. Gabarit utilisé pour estimer le facteur de correction MEC. Le gabarit est obtenu en prenant la moyenne des 30 courbes présentées à la Figure 12 (N = 30).

Le modèle analytique a été utilisé pour identifier les paramètres-clés dans l'identification de la fréquence f_{pic} et leur impact sur la robustesse et la précision de la procédure (position du microphone de mesure M, gamme et résolution fréquentielles, distance entre les microphones, amplitude du pic, etc.). Ces aspects sont discutés en détail dans la thèse de Bonnet (2019). Par exemple, en conjonction avec les résultats expérimentaux, on montre que la résolution fréquentielle doit être au moins d'un 1/12^{e} d'octave afin d'assurer une bonne identification de f_{pic}.

La procédure pour obtenir le facteur de correction MEC peut donc se résumer à :

1. faire la mesure de la différence Lp_R-Lp_M à l'aide d'une source de bruit blanc et d'un doublet microphonique. On recommande de placer le microphone de référence à l'entrée du conduit et le microphone de mesure M à une distance de 8 à 12 mm de l'entrée du conduit.

2. « tracer » Lp_R-Lp_M et identifier la fréquence f_{pic} à partir du maximum obtenu dans la courbe. Cette procédure peut évidemment être automatisée à l'aide de simples routines de calcul de recherche d'extrema.

3. utiliser le gabarit montré à la Figure 13 et la valeur de f_{pic} trouvée à l'étape 2 pour déduire le facteur de correction MEC.

5.1.5 Estimation des niveaux au tympan avec sujets humains en oreille ouverte

Afin de valider l'approche proposée, les mesures effectuées en oreille ouverte avec le tube-sonde ont été utilisées. Pour chaque participant, le niveau de pression mesuré à 8 mm de l'entrée du canal (Lp_M) a été soustrait du niveau à l'entrée du canal (Lp_R). Le spectre résultant a ensuite été utilisé pour identifier la fréquence f_{pic}, et donc le facteur de correction MEC pour ce participant. Une estimation du niveau de pression au tympan ($L_{p_T}^{est}$) a ensuite été calculé à partir du niveau Lp_M par :

$$L_{p_T}^{est} = L_{\mathrm{p_M}} + \mathrm{MEC} \quad \textbf{(12)}$$

Les estimations obtenues à l'aide de l'équation (12) ont été comparées avec les niveaux de bruit mesurés directement près du tympan avec le tube-sonde. Pour les 10 participants testés, les résultats montrent des écarts ne dépassant pas 5 dB pour toute la gamme de fréquences considérées (jusqu'à 10 kHz) pour des spectres présentés en 1/12^e d'octave. Un exemple de tel résultat pour un participant est présenté à la Figure 14. Comme on le voit, de grandes différences sont obtenues entre les niveaux dans le canal (8 mm de l'ECA) et au tympan pour les fréquences supérieures à 1 kHz. L'approche proposée, utilisant le gabarit pour le facteur de correction MEC, permet de combler efficacement ces différences. Une précision similaire a été obtenue pour d'autres positions du point de mesure dans le canal (6,10 et 12 mm de l'ECA). Finalement, mentionnons que l'approche a été utilisée avec succès sur des participants portant des protecteurs de type coquille (serre-tête).

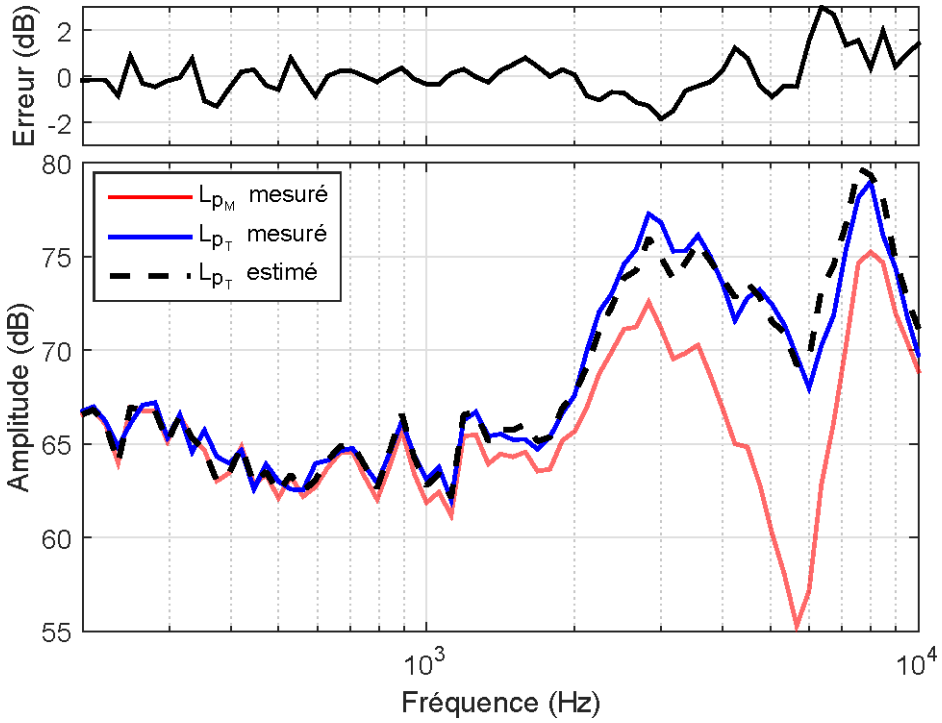


Figure 14. Niveaux de pression mesurés sur un sujet à 8 mm de l'entrée du conduit (ligne rouge) et près du tympan (ligne bleue), et estimation au tympan selon l'approche proposée (ligne pointillée).

5.2 Canal auditif occlus par un bouchon

Lorsqu'un protecteur de type bouchon est porté, les mesures de DIA sont généralement effectuées à l'intérieur du canal auditif occlus, entre l'extrémité interne du bouchon et le tympan. Lorsqu'un tel « bouchon dosimétrique » est utilisé, l'impédance observée à la position de mesure en direction de l'oreille moyenne est indépendante du bouchon. En d'autres termes, le facteur de correction MEC qui existe en présence de bruit externe est la même que dans le cas du canal non occlus (Chan et Geisler, 1990; Gilman et Dirks, 1986), à condition que le son parvienne principalement par le bouchon et que la conduction osseuse puisse être négligée. Par conséquent, l'approche présentée dans les sections précédentes peut être utilisée pour estimer le facteur de correction MEC dans le cas des bouchons d'oreille, c'est-à-dire en mesurant la différence Lp_R-Lp_M pour identifier f_{pic} et en utilisant le gabarit pour le facteur de correction MEC. Quatre options peuvent être utilisées pour les mesures du spectre Lp_R-Lp_M en présence d'un bouchon. La première consiste à effectuer les mesures dans l'oreille ouverte, comme expliqué précédemment, et à appliquer le facteur de correction MEC au cas du bouchon, à condition que les mêmes emplacements de mesure soient utilisés. Cette approche est jugée irréaliste dans la pratique, car elle nécessiterait un ensemble de mesures distinctes (en oreille non occluse et en oreille occluse) et serait très sensible au placement des deux microphones de mesures. Les trois autres options sont illustrées à la Figure 15.

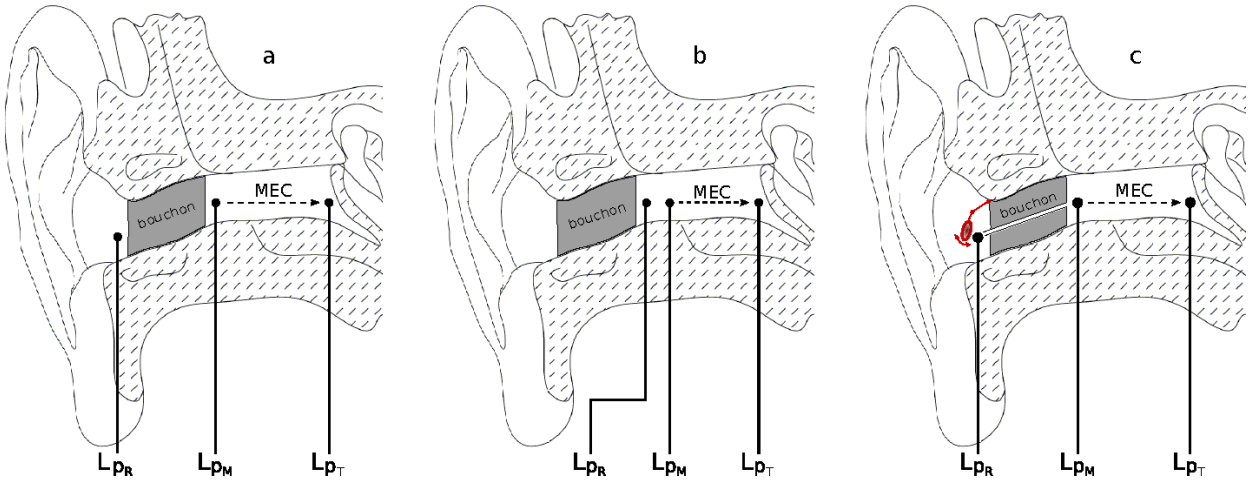


Figure 15. Configurations possibles pour l'identification de f_{pic} lors du port d'un bouchon. (a) Lp_R est mesuré à l'extrémité externe du bouchon; (b) Lp_R est mesuré à l'extrémité interne du bouchon; (c) Lp_R est mesuré à l'extrémité externe du bouchon, mais une fuite ajustable (tube) est utilisée pour court-circuiter l'atténuation apportée par le bouchon.

Dans l'option (a), Lp_R est mesuré à l'extérieur du bouchon, près de sa face externe. Cette option est également considérée comme peu pratique, car l'identification de f_{pic} serait considérablement polluée par l'atténuation du bouchon, qui montre une réponse en fréquence assez complexe. Une détection propre du maximum à f_{pic} serait alors improbable. L'option (b) est plutôt prometteuse en théorie, mais très difficile à mettre en œuvre dans la pratique, car elle nécessite l'utilisation de deux microphones séparés par une certaine distance directement dans le canal, sous le bouchon, sans créer de douleur, d'inconfort et de difficulté de positionnement des microphones. L'option (c) a été choisie ici, car elle permet d'utiliser un microphone placé à l'extérieur et de contourner facilement l'atténuation via un chemin de fuite ajustable, sous la forme d'un petit tube cylindrique. Le modèle analytique présenté précédemment a été utilisé pour étudier l'effet de cette fuite ajustable, dont l'effet combiné à celui de la partie résiduelle du canal auditif peut être assimilé à un résonateur de Helmoltz. Le modèle a permis de montrer dans quelles conditions (dimensions du tube, profondeur d'insertion, etc.) un tel agencement était valable pour identifier correctement f_{pic} et, par extension, le facteur de correction MEC à déterminer (Bonnet, 2019).

Les résultats de ces simulations acoustiques ont notamment confirmé l'indépendance de f_{pic} par rapport au diamètre du tube. La Figure 16 présente un exemple de simulations obtenues pour deux longueurs de tubes différentes. Sur ces courbes, la diminution de l'amplitude observée entre 200 et 400 Hz correspond à la résonance naturelle du résonateur de Helmholtz.

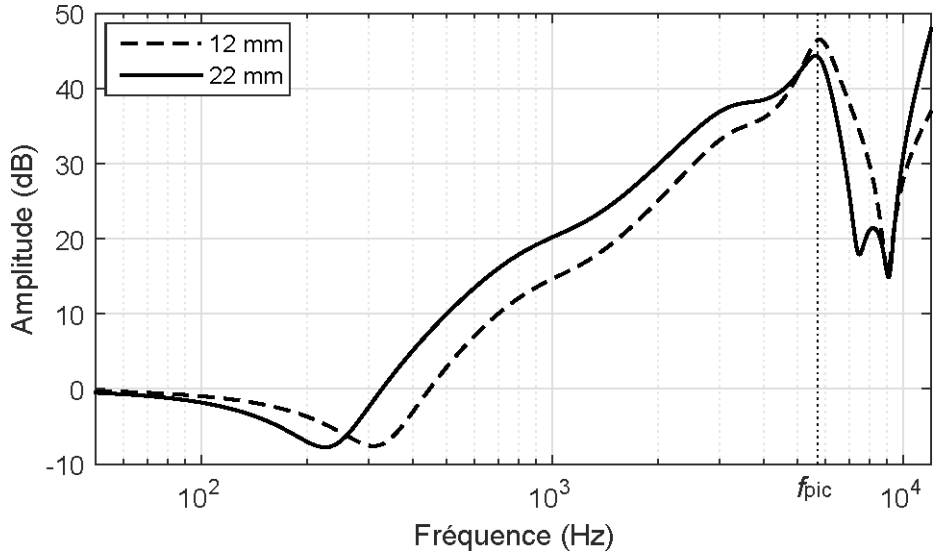


Figure 16. Différences Lp_R-Lp_M (simulées) pour deux longueurs de tube (12 mm et 22 mm) dans la configuration (c) de la Figure 15. Les dimensions du canal auditif du participant de référence ont été utilisées pour les calculs. Le microphone dans le canal (M) était placé à 8 mm de l'ECA et le diamètre du tube était de 1 mm.

Finalement, la procédure pour obtenir le facteur de correction MEC dans le cas où on utilise un bouchon instrumenté d'une fuite ajustable (configuration (c)) peut donc se résumer à :

1. ouvrir la fuite ajustable pour court-circuiter l'atténuation du bouchon.

2. faire la mesure de la différence Lp_R-Lp_M à l'aide d'une source de bruit blanc et du doublet microphonique. On recommande de placer le microphone de référence à l'entrée de l'évent et le microphone de mesure M à une distance de 8 à 12 mm de l'entrée du conduit.

3. « tracer » Lp_R-Lp_M et identifier la fréquence f_{pic} à partir du maximum obtenu dans la courbe. Cette procédure peut évidemment être automatisée à l'aide de routines de calcul de recherche d'extrema.

4. utiliser le gabarit montré à la Figure 13, et la valeur de f_{pic} trouvée à l'étape 2 pour déduire le facteur de correction MEC.

5. fermer la fuite pour rétablir l'atténuation nominale du bouchon.

5.3 Présentation sommaire des dispositifs de mesures

Deux prototypes basés sur les principes exposés dans les sections précédentes ont été développés et testés sur des sujets humains. La section 8 est entièrement consacrée au développement de ces prototypes et le lecteur est invité à la consulter pour plus de détails sur ceux-ci. On résume ici le fonctionnement des prototypes pour ensuite montrer comment ceux-ci ont été utilisés sur des sujets humains pour obtenir les fonctions de correction individuelles.

5.3.1 Oreillette de mesure (OED)

L'oreillette de mesure consiste en un doublet microphonique connecté à des tubes qui permettent de faire la mesure des niveaux Lp_R (entrée du conduit) et Lp_M (dans le conduit). Il a été conçu pour être acoustiquement transparent et pour assurer un positionnement précis du microphone dans le canal, à 8 mm de l'entrée de celui-ci. Cette oreillette est illustrée à la Figure 17.

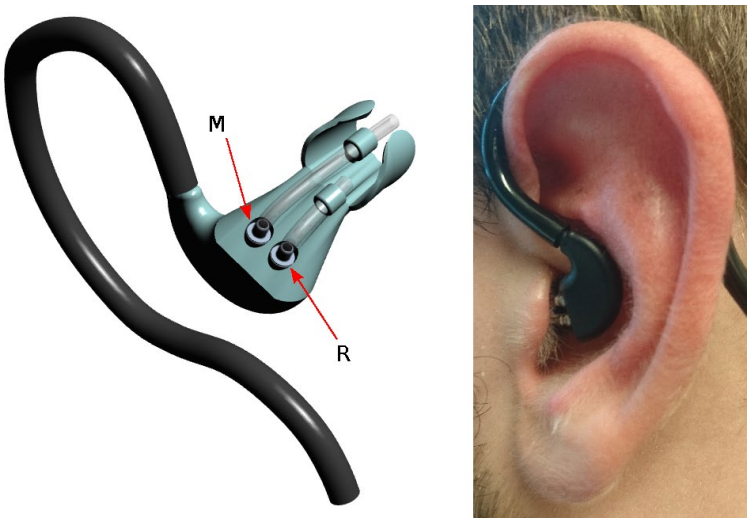


Figure 17. Illustration de l'oreillette de mesure. Le panneau de gauche montre une représentation 3D de l'oreillette tandis que celui de droite montre l'oreillette installée dans l'oreille d'un participant. Le microphone M mesure la pression sonore à l'intérieur du canal, à 8 mm de l'ECA, et le microphone de référence R mesure la pression sonore à l'ECA.

5.3.2 Bouchon dosimétrique (CEP)

Comme l'oreillette de mesure, le bouchon dosimétrique comporte deux microphones (voir section 8). Ce bouchon dosimétrique, illustré à la Figure 18, a été conçu pour que le microphone de mesure (noté M) soit situé à environ 8 mm de l'ECA (à l'extrémité interne du bouchon). Le système comporte un évent, sous la forme d'un tube de 13,8 mm de longueur et de 0,8 mm de diamètre, et un petit levier activable manuellement permettant de fermer l'évent à la fin de la procédure d'identification de f_{pic} et de récupérer l'atténuation nominale du bouchon. En position haute, le levier maintient l'évent ouvert, tandis que l'abaissement du levier permet de sceller l'évent. Le microphone de référence (R) est situé près de l'entrée de l'évent et est utilisé pour effectuer la procédure d'identification décrite précédemment. Contrairement au cas de l'oreillette de mesure OED, le microphone de référence n'est pas connecté à un tube, car il est déjà

positionné au bon endroit, à l'entrée de l'évent. Ce prototype peut supporter divers types d'embouts. La Figure 19 montre cette oreillette installée dans une oreille.

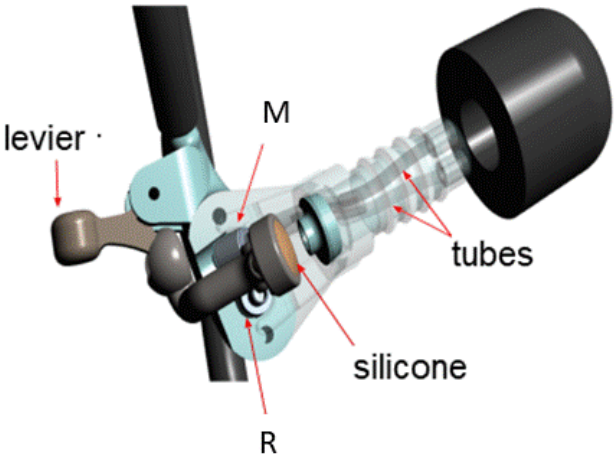


Figure 18. Représentation 3D du bouchon dosimétrique (CEP). Le microphone M mesure la pression sonore à l'intérieur du canal tandis que le microphone R mesure la pression sonore tout juste à l'entrée de l'évent, qui peut être fermé ou ouvert.

Figure 19. Bouchon dosimétrique installé dans une oreille dans les conditions ouvertes (gauche) ou fermées (droite).

5.4 Oreillettes de mesures : essais avec sujets humains

Des essais sur 10 participants ont été réalisés dans une cabine audiométrique à double paroi de 10 m^3 (Eckel, Morrisburg, ON). Pour chaque essai, un champ sonore pseudo-diffus a été créé autour du participant en utilisant un bruit blanc diffusé par quatre haut-parleurs[2]. Les participants portaient, en alternance, l'oreillette de mesure et le bouchon dosimétrique avec le levier en

[2] Par champ pseudo-diffus, on entend un champ sonore qui est diffus dans une petite zone seulement, zone dans laquelle se trouve la tête du participant lors des essais.

position ouverte. Ce dernier était équipé d'un embout Comply™ Isolation T-400 à haute isolation (Hearing Components, Inc., St Paul, MN). Les différences des niveaux Lp_R-Lp_M obtenues sur les dix participants sont illustrées à la Figure 20. Les résultats montrent que la fréquence f_{pic} peut être plus facilement identifiable avec l'oreillette de mesure qu'avec le bouchon dosimétrique. Il a été constaté que le CEP était en fait plus sensible au champ acoustique utilisé à causede la distance entre le microphone de référence et l'entrée de l'évent. En raison de contraintes de conception, le microphone de référence est en effet légèrement éloigné de l'entrée de l'évent (d'environ 7 mm) ce qui rend la différence des niveaux entre les deux microphones plus sensible au champ acoustique, entraînant ainsi des artefacts dans la réponse. Nous pensons qu'une conception améliorée et plus compacte contribuerait à réduire ces effets, comme discuté par Bonnet (2019). Néanmoins, les données montrées à la Figure 20 se sont révélées suffisamment fiables pour obtenir de bonnes estimations de f_{pic}, et donc du facteur de correction MEC.

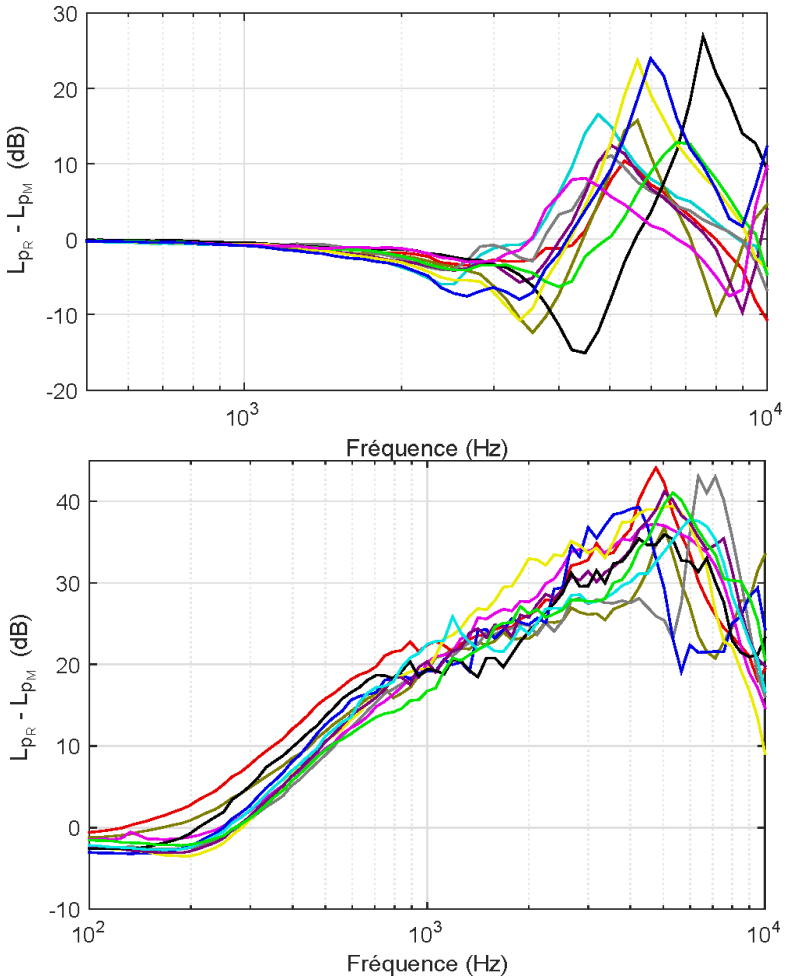


Figure 20. Différences des niveaux de pression Lp_R-Lp_M pour les 10 participants portant l'oreillette de mesure (haut) et le bouchon dosimétrique (bas). Les résultats sont présentés en bandes de 1/12e d'octave.

6. MÉTHODE POUR DÉTECTER ET EXCLURE LES PERTURBATIONS INDUITES PAR LE PORTEUR

Ce volet traite de la problématique présentée à la section 2.4.2, soit le développement d'une méthode permettant de distinguer les perturbations du porteur des bruits en provenance de l'environnement. Cette méthode s'applique spécifiquement à l'oreille occluse et utilise un doublet microphonique comme celui présenté à la Figure 19. De fait, cette méthode peut très bien être utilisée avec l'oreillette de type « bouchon » décrit à la section 8, et peut donc être combinée aux procédures décrites à la section 5. Les détails de cette méthode sont disponibles dans la thèse de doctorat de Bonnet (2019). Cette section reprend les grandes lignes de cette méthode et présente certains des résultats obtenus au moyen de celle-ci.

L'objectif principal est de développer une méthode permettant de détecter dans le canal auditif les perturbations induites par le porteur, notées dans le reste du document WID (« *Wearer-Induced Disturbance* »), des bruits en provenance de l'environnement, pour ensuite, au besoin, pouvoir soustraire cette contribution du bruit total mesuré. On cherche donc à obtenir une estimation du bruit qui existerait en l'absence de ces perturbations. En effet, il est d'intérêt de faire la distinction entre le bruit total reçu dans le canal et celui sans la présence de bruits du porteur. Malgré la présence de mécanismes d'inhibition en réponse à certains types de bruits du porteur (p. ex. : vocalisation, déglutition) (Borg et Counter, 1989; Mukerji *et al.*, 2010), ces mécanismes sont encore mal compris pour d'autres types de bruit. La détection des WID, et l'exclusion ou non de celles-ci dans le niveau d'exposition devient alors un outil important pour mieux comprendre l'exposition sonore ou encore la surexposition d'un individu donné.

6.1 Méthode

6.1.1 Description

La méthode est basée sur l'utilisation du bouchon dosimétrique (CEP) illustré à la Figure 18, déjà présenté brièvement auparavant, et plus en détail à la section 8. Bien que le CEP puisse être équipé de plusieurs types d'embouts, les résultats présentés dans cette section ont été obtenus avec un embout en silicone prémoulé à double ailette.

Une méthode est ici proposée pour détecter les WID. Le principe de cette méthode est le suivant : lorsque le niveau de pression acoustique mesuré à l'intérieur de l'oreille est dû essentiellement au bruit externe ambiant, il existe une forte corrélation entre les signaux des deux microphones, le son se déplaçant du microphone R au microphone M en passant simplement par le bouchon. Lorsque le signal du microphone M est perturbé par les WID, comme la parole, cette corrélation décroît de façon importante dans la plage de fréquences du signal de perturbation. Ainsi, une mesure de la corrélation entre les deux microphones permet d'évaluer si on est en présence de WID ou non.

La cohérence γ^2est une fonction qui permet de mesurer le degré de corrélation entre deux signaux dans le domaine fréquentiel. Elle est définie par (Randall, 1987) :

$$\gamma^2(f) = \frac{|S_{RM}(f)|^2}{S_{RR}(f)S_{MM}(f)} \quad \textbf{(13)}$$

où $S_{RR}(f)$ est l'autospectre du signal $x_R(t)$ mesuré par le micro extérieur R, $S_{MM}(f)$ l'autospectre du signa $x_M(t)$ mesuré par le micro intérieur M et $S_{RM}(f)$ est l'interspectre entre les deux signaux. La cohérence mesure le degré de relation linéaire entre deux signaux à une fréquence donnée, ou dans une bande de fréquences donnée. Cette cohérence est de valeur 1 lorsque les signaux sont complètement corrélés et de valeur 0 lorsqu'ils ne sont pas du tout corrélés.

Lors de la mesure des signaux, on découpe ceux-ci en segments de durée *Δt*. Pour un segment donné *i*, on peut calculer la cohérence en fonction de la fréquence pour ensuite moyenner celle-ci sur une bande de fréquences bien définie. On définit ainsi l'indicateur Δ pour le segment *i* par :

$$\Delta_i = -10 \log_{10}\left(\frac{\sum_{f=f_{min}}^{f=f_{max}} \gamma_i^2(f)}{N}\right) \quad \textbf{(14)}$$

où f_{min} et f_{max} sont les fréquences minimum et maximum (à déterminer) et *N* le nombre de points de fréquences. L'indicateur Δ_i a une valeur positive et est exprimé en dB. Il approche 0 quand les deux signaux sont fortement cohérents dans la gamme de fréquences considérée. Les valeurs de f_{min} et f_{max} doivent être représentatives du contenu fréquentiel du signal perturbateur (p. ex. : parole) à détecter. Il est important de noter que l'équation (14) peut être utilisée avec des valeurs en bandes fines ou encore en fractions de bande d'octaves (p. ex. : 1/12^e d'octave).

L'indicateur Δ_i est calculé pour chaque segment de durée *Δt* (p. ex. : 0,5 sec) et est ensuite comparé à une valeur seuil Δ_{seuil} au-delà de laquelle on assume qu'une proportion dominante du signal mesuré par le microphone dans le canal (M) provient de perturbations induites par le porteur (WID). Un des objectifs est d'obtenir une estimation de ce que serait le niveau de bruit dans le canal en l'absence de WID. En d'autres termes, on cherche à détecter les WID; plusieurs cas de figure peuvent survenir en fonction de la valeur de Δ_i.

1. Impact des WID négligeable ($\Delta_i < \Delta_{seuil}$)

Lorsque $\Delta_i < \Delta_{seuil}$, l'impact des WID sur le bruit mesuré dans le canal est considéré comme négligeable. Ainsi, on peut faire l'approximation que l'estimation du bruit dans le canal en absence de WID, noté par $L^*_{p_{M,i}}(f)$, sera donnée par :

$$L^*_{p_{M,i}}(f) \approx L_{p_{M,i}}(f) \quad \textbf{(15)}$$

où $L_{p_{M,i}}(f)$ est le niveau de bruit mesuré directement par le microphone M.

2. Impact des WID non négligeable ($\Delta_i > \Delta_{seuil}$)

Lorsque $\Delta_i > \Delta_{seuil}$, l'impact des WID sur le bruit mesuré dans le canal doit être pris en compte et le calcul de l'estimation du bruit dans le canal sans WID, $L^*_{\mathrm{MM,i}}(f)$, peut se faire de deux façons :

i. $L^*_{p_{M,i}}(f)$ est calculé en supposant que **l'atténuation du bouchon** demeure constante durant les WID. Dans ce cas, le niveau de bruit sans WID peut s'estimer par :

$$L^*_{p_{M,i}}(f) \approx L_{p_{R,i}}(f) - NR_{\mathrm{tmp}}(f) \quad \textbf{(16)}$$

où $L_{p_{R,i}}(f)$ est le niveau de bruit mesuré par le microphone externe R durant le segment *i*. $NR_{tmp}(f)$ est l'atténuation du bouchon (différence des niveaux entre R et M) mesurée lors du dernier segment sans WID, c.-à-d. lorsque Δ_i était inférieur à Δ_{seuil}. Cette approche est mieux adaptée lorsque les WID sont bien présents dans le canal auditif, mais contribuent peu au bruit mesuré par le microphone externe. On appellera ce type de WID une « WID de bas-niveau ». Cette approche est donc mieux adaptée à des environnements où le niveau de bruit ambiant est faiblement ou moyennement élevé, puisque ce type de WID est typiquement négligeable dans des environnements très bruyants.

ii. $L^*_{p_{M,i}}(f)$ est calculé en supposant que le **bruit ambiant** demeure constant durant les WID. Dans ce cas, le niveau de bruit sans WID peut s'estimer par :

$$L^*_{p_{M,i}}(f) \approx L_{p_{tmp}}(f) \quad \textbf{(17)}$$

où $L_{p_{tmp}}(f)$ est le niveau de bruit au microphone intraauriculaire M, mesuré lors du dernier segment sans WID, c.-à-d. lorsque Δ_i était inférieur à Δ_{seuil}. Cette approche est particulièrement adaptée au cas de WID pouvant contribuer au bruit mesuré par le microphone externe. De telles WID, que l'on appellera « WID de haut-niveau », incluent toutes les WID de type vocal (parole, toux, raclement de gorge, etc.), ainsi que d'autres types à définir. Cette méthode n'est pas adaptée aux environnements peu bruyants dans lesquels les bruits physiologiques du porteur (respiration, battement de cœur, etc.) peuvent contribuer de manière continue ou presque à la pression acoustique à l'intérieur du canal, ce qui rend difficile le respect du critère $\Delta_i > \Delta_{seuil}$, même pour de courtes périodes.

Idéalement, ces deux méthodes devraient être utilisées conjointement, car chacune d'entre elles est adaptée à un type de WID spécifique, ce qui implique qu'une stratégie doit être trouvée pour distinguer les WID de bas niveau des WID de haut niveau. L'approche la plus naturelle pour aider à différencier ces WID est de regarder le niveau de pression intraauriculaire généré par les signaux correspondants. En effet, les WID de haut niveau telles que la parole sont susceptibles de générer des niveaux intraauriculaires plus élevés que les WID de bas niveau (et non vocaux). Par conséquent, un moyen simple de distinguer les WID de haut niveau des WID de bas niveau consiste à considérer un niveau de seuil L_{seuil} au-dessous duquel aucun WID de haut niveau ne peut théoriquement se produire. Le niveau de bruit intraauriculaire dans la gamme de fréquences d'intérêt est défini comme :

$$L_i = 10 \log_{10}\left(\sum_{f=f_{min}}^{f=f_{max}} 10^{\frac{L_{p_{M,i}(f)}}{10}}\right) \quad \textbf{(18)}$$

où, pour être cohérent, les limites f_{min} et f_{max} sont les mêmes que pour l'indicateur Δ. Dès lors que L_i dépasse L_{seuil}, toute WID détectée est considérée comme « WID de haut-niveau », ce qui implique d'utiliser la méthode 2.ii pour estimer le niveau sans WID.

Finalement, les deux approches proposées pour estimer $L^*_{p_{M,i}}(f)$ impliquent une connaissance de L_{tmp} ou NR_{tmp}. Si ces valeurs ne sont pas encore initialisées et que l'on détecte une WID, on peut calculer $L^*_{p_{M,i}}(f)$ à l'aide de :

$$L^*_{p_{M,i}}(f) \approx L_{p_{R,i}}(f) + 10\log_{10}\left(\gamma_i^2(f)\right) \quad \textbf{(19)}$$

où la quantité $-10\log_{10}\left(\gamma_i^2(f)\right)$ représente une estimation du niveau de bruit ajouté, en dB, par la portion du signal qui n'est pas corrélée avec le signal externe $x_R(t)$ (Randall, 1987). Il a été constaté que cette équation donne de bonnes estimations de $L^*_{p_{M,i}}(f)$, mais est moins précise que l'équation (16).

La méthode complète de détection des WID et du calcul de $L^*_{p_{M,i}}(f)$ est illustrée à la Figure 21.

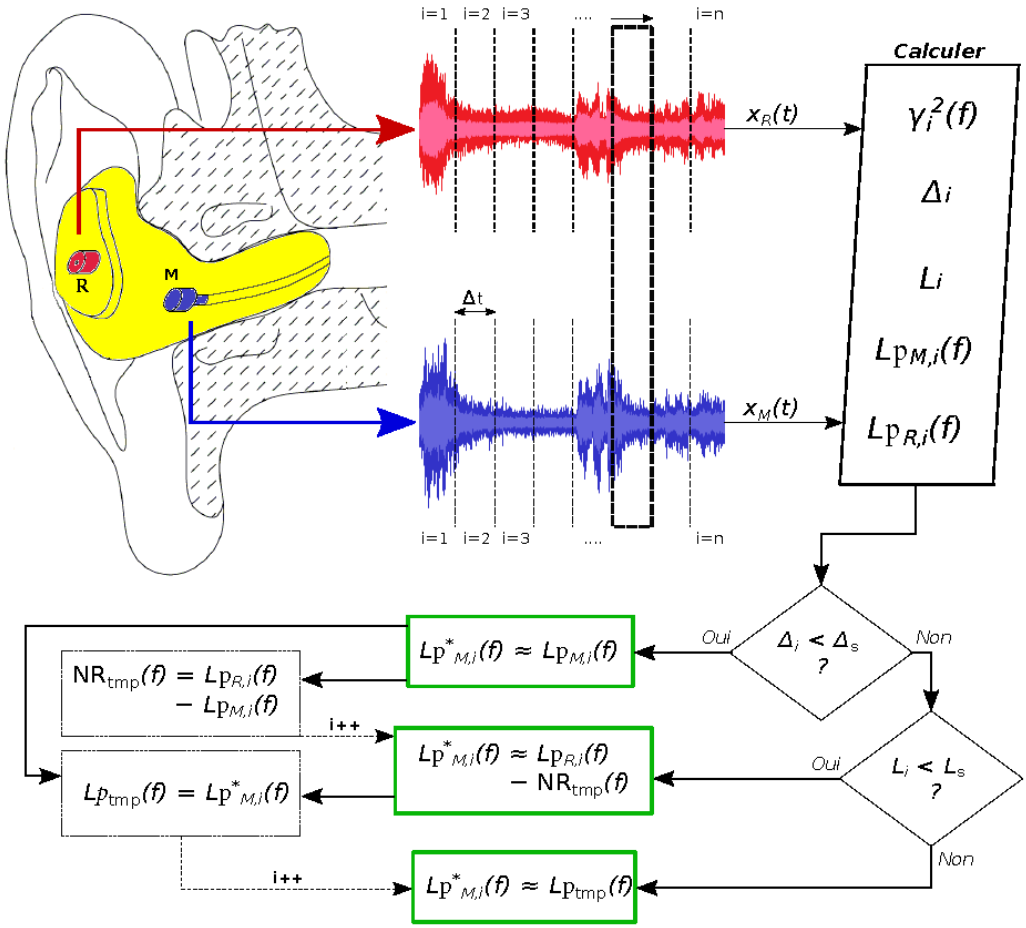


Figure 21. Diagramme exposant la méthode de détection des WID. Les signaux sont segmentés en *n* segments de durée Δt. Les segments sont traités de façon chronologique, de gauche (*i* = 1) à droite (*i* = *n*). L_{tmp} et NR_{tmp} sont des valeurs temporaires stockées pour traiter des segments ultérieurs.

6.1.2 Optimisation des paramètres

Afin de trouver quels paramètres sont les plus susceptibles de mener à une détection optimale des WID, une série de tests avec sujets humains a été effectuée. Le protocole d'essai a reçu l'approbation du comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS.

Les tests se sont déroulés dans la chambre réverbérante du laboratoire ICAR dans des conditions de champ diffus, afin de simuler l'environnement le moins propice à la détection des WID au moyen de la méthode proposée. Quatorze participants (10 hommes et 4 femmes), âgés de 20 à 50 ans, ont fait partie de l'étude. Bien qu'aucun test auditif ne soit nécessaire pour de telles mesures objectives, des dépistages otoscopiques ont été effectués pour vérifier l'absence d'anomalie de l'oreille. Les essais ont été effectués au moyen d'un bouchon dosimétrique comparable à celui montré à la Figure 18, bien que celui-ci ne comporte pas d'évent. Les microphones du bouchon dosimétrique étaient calibrés avant chacun des essais. De plus, l'effet du tube de mesure a été estimé et pris en compte lors du traitement des données. Pour ce faire, deux microphones miniatures étaient placés côte à côte dans un champ diffus : un connecté au tube de mesure et l'autre non. La fonction de transfert obtenue entre les deux microphones était alors utilisée pour corriger les résultats obtenus par la suite avec le bouchon dosimétrique.

Comme montré à la Figure 22, le participant était assis durant l'entièreté des essais et portait un bouchon dosimétrique dans chaque oreille.

Figure 22. Illustration d'un sujet participant aux essais de détection des bruits induits par le porteur. Gauche : sujet en train de parler en présence de bruit ambiant. Droite : photo montrant le bouchon dosimétrique porté par un sujet.

Après être resté silencieux pendant 15-20 secondes, chaque participant effectuait une série d'actions tout en étant exposé à un bruit blanc continu diffusé par quatre haut-parleurs placés dans les coins de la salle. Chaque participant devait effectuer la série d'actions dans deux

conditions de bruit ambiant : une première fois dans un bruit de niveau faible à modéré (niveau dans la salle entre 50 et 70 dBA), et une seconde fois dans un bruit de niveau modéré à élevé (niveau de bruit dans la salle entre 75 et 100 dBA), afin de couvrir une large gamme de niveaux d'exposition. Ainsi, un total de 56 mesures (14 sujets, 2 niveaux d'exposition et 2 oreilles par sujet) ont été prises pour analyse. Les actions effectuées par les participants sont décrites au Tableau 2. Elles représentent la plupart des gestes rencontrés au quotidien et qui sont susceptibles de contribuer aux niveaux de bruit mesurés à l'intérieur de l'oreille occluse. Les phrases à prononcer, en français, étaient les mêmes pour tous les participants.

En première analyse, les actions perturbatrices sont classées dans le Tableau 2 en fonction de leur impact sonore sur le canal occlus. Les niveaux intraauriculaires estimés associés à chaque perturbation sont affichés dans la troisième colonne. Ceux-ci ont été estimés en mesurant d'abord le niveau de bruit continu équivalent ($L_{eq,MM}$), en dBA, de chaque signal de perturbation, et en calculant ensuite la moyenne arithmétique de tous les $L_{eq,IEM}$ obtenus pour chaque action sur l'ensemble des sujets testés.

Tableau 2. Liste des actions à effectuer par les participants pour les essais de détection des WID. Le nombre en parenthèse indique l'écart-type

Action	Description	Niveau de bruit intraauriculaire estimé (dBA)
Parole criée	Le participant prononce des phrases comme s'il s'adressait à quelqu'un situé à 30 m	93,6 (± 3,3)
Parole élevée	Le participant prononce des phrases comme s'il s'adressait à quelqu'un situé à 10 m	89,6 (± 3,5)
Raclement de gorge	Le participant émet un bruit comme s'il se raclait la gorge	85,7 (± 7,7)
Chocs sur l'oreillette de mesure	L'expérimentateur tapote avec ses doigts sur l'oreillette de mesure	85,0 (± 2,9)
Sifflement	Le participant siffle de façon aléatoire	82,7 (± 3,9)
Toux	Le participant tousse	81,3 (± 5,4)
Parole faible	Le participant prononce des phrases comme s'il se parlait à lui-même	81,4 (± 5,4)
Mastication	Le sujet se frotte les dents de gauche à droite comme s'il mastiquait de la nourriture.	73,5 (± 6,8)
Reniflement	Le participant renifle	< 70
Déglutition	Le participant déglutit avec emphase	< 65
Gratter le visage	Le participant se gratte le menton	< 65
Effets microphoniques	L'expérimentateur frotte et bouge les câbles qui relient les oreillettes aux boitiers d'acquisition	< 65
Clignement des yeux	Le participant cligne des yeux avec emphase	< 55

Comme attendu, les événements vocaux sont ceux associés à la contribution au bruit la plus élevée (> 80 dBA). Les auteurs ont trouvé que crier pouvait entraîner des niveaux allant jusqu'à 105 dBA dans le canal auditif. La dosimétrie intraauriculaire réalisée dans l'oreille occluse peut donc surestimer largement la dose de bruit générée par les sources de bruit externes pour des personnes qui ont tendance à parler beaucoup durant leurs activités professionnelles. Par

exemple, une personne exposée à une moyenne de 75 dBA dans le canal occlus par le bouchon (à l'exclusion des WID), tout en parlant 10 % du temps sur un quart de travail typique de 8 heures, peut mener à un niveau continu quotidien équivalent ($L_{eq,\ 8h}$) de 81 dBA avec la dosimétrie intraauriculaire si les WID sont inclus (en faisant l'hypothèse que le niveau bruit intraauriculaire induit par la parole est 90 de dBA). Ainsi, la méthode proposée devrait se concentrer principalement sur la détection des WID vocaux.

Une analyse détaillée de tous les signaux obtenus a été effectuée par Bonnet (2019) en isolant chaque action présentée au Tableau 2. Elle permet de déterminer les valeurs optimales pour les paramètres de l'algorithme de détection. On en résume ici les principaux résultats.

- Limites fréquentielles f_{min} et f_{max}

Comme on pouvait s'y attendre, les résultats ont montré que les WID vocaux contribuent principalement dans la gamme de fréquences allant de 200 à 1 500 Hz. Ainsi, il a d'abord été décidé d'utiliser 200 et 1 500 Hz comme valeurs pour f_{min} et f_{max}, respectivement. L'analyse des signaux action par action a par la suite montré que les valeurs de 200 et 1 500 Hz permettaient d'obtenir également de bons résultats pour les WID non vocaux.

- Valeurs seuil : Δ_{seuil} et L_{seuil}

La Figure 23 montre, sous forme de nuages de points, les valeurs de l'indicateur Δ en fonction du niveau de bruit dans le canal auditif (L) pour les actions effectuées par les participants ainsi que pour les portions de signal durant lesquels les participants ne faisaient rien (sans WID). Ces résultats ont permis de définir une valeur de 60 dB pour la valeur seuil du niveau de bruit dans le canal auditif (L_{seuil}), ainsi qu'une valeur de 0,75 dB pour la valeur seuil de l'indicateur Δ (Δ_{seuil}). Ainsi, les WID apparaissant dans la partie en haut à droite de la Figure 23 ($L > L_{seuil}$ et $\Delta > \Delta_{seuil}$) représentent des WID de haut niveau, tandis que ceux dans la partie en haut à gauche sont des WID de bas niveau. Toutes les données du bas, sous le seuil Δ_{seuil}, sont considérées comme des segments sans WID. Les valeurs des seuils Δ_{seuil} et L_{seuil}, conditionnent notamment le choix de l'approche à utiliser pour calculer $L^*_{p_{M,i}}(f)$ (voir Figure 21).

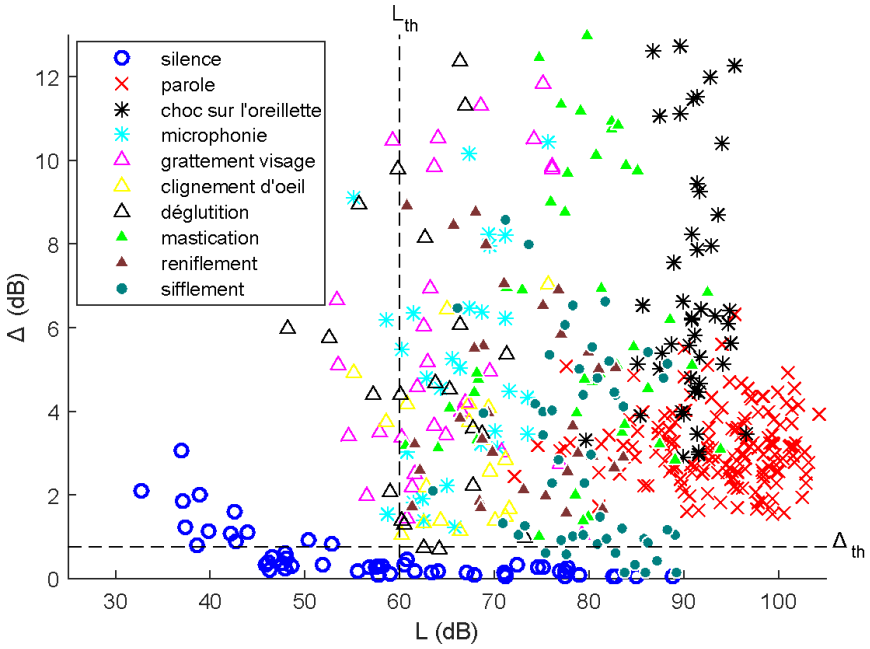


Figure 23. Valeurs de l'indicateur Δ en fonction du niveau de bruit intraauriculaire L pour chaque action et pour tous les participants. Chaque segment avec ou sans WID est représenté par un symbole. La durée temporelle de chaque segment pouvait varier d'une action à l'autre et d'un individu à l'autre. Les lignes tiretées indiquent les valeurs des seuils Δ_{seuil} et L_{seuil}.

- Résolution fréquentielle

L'analyse des résultats a aussi été effectuée avec différentes résolutions fréquentielles (bandes fines, tiers d'octave et 1/12e d'octave). On a pu montrer qu'une résolution en tiers d'octave était un excellent compromis entre la rapidité de calcul et la précision des résultats. Pour la gamme de fréquences considérée (200-1 500 Hz), ce choix revient à considérer 9 bandes de fréquences.

- Durée des segments Δt

Δt est l'intervalle de temps auquel les paramètres de la méthode proposée sont mesurés et l'intervalle de temps auquel la sortie principale, $L^*_{p_{M,i}}(f)$, est stockée. Par conséquent, sa valeur idéale dépend évidemment de la puissance de calcul du système utilisé pour le traitement des signaux sonores. Dans les systèmes de télécommunication modernes, la détection d'activité vocale (VAD) est utilisée pour relayer les segments de parole d'une session audio et désactiver le traitement des segments sans parole pour éviter leur codage/transmission inutile. En règle générale, ces systèmes utilisent des segments de moins de 25 ms (Davis *et al.*, 2006; Farsi, Mozaffarian et Rahmani, 2009), ce qui semble inutilement court à des fins de dosimétrie. D'autre part, en sachant que plus de 80 % des pauses (c.-à-d. les espaces entre les mots ou les phrases) dans la parole spontanée se situent entre 200 et 1 000 ms (Campione et Véronis, 2002), il n'est pas recommandé d'utiliser des valeurs de Δt supérieures à 1 s. Dans des environnements de bruit très fluctuants, des valeurs de Δt plus petites amélioreront la précision des systèmes de dosimétrie, en aidant à détecter les variations du niveau de bruit ambiant pendant les pauses de la parole. L'analyse des données collectées a permis ici de montrer qu'une valeur de 300 ms donnait de bons résultats.

- Schéma de transition (traduction libre de *hangover scheme*)

Malgré l'utilisation de paramètres considérés optimaux, un nombre significatif de faux négatifs a parfois été observé. Ces faux négatifs correspondent à des WID non détectés alors qu'ils contribuaient de façon significative au niveau de bruit intraauriculaire (particulièrement lors de parole ininterrompue). Pour pallier ce problème, différentes approches ont été testées comme le recouvrement temporel de segments ou encore un schéma de transition (*hangover scheme*). Cette dernière approche, qui repose sur l'idée que l'apparition de la parole est hautement corrélée avec le temps (Davis *et al.*, 2006), a permis d'obtenir de meilleurs résultats en réduisant considérablement la probabilité de faux négatifs. L'approche proposée est la suivante : tout segment, qui précède ou qui suit un segment pour lequel la condition « $\Delta_i > \Delta_{seuil}$ » est remplie, est traité comme s'il satisfaisait cette condition ($\Delta_i > \Delta_{seuil}$) lui-même. Dans ce cas, la méthode 2 est utilisée pour calculer $L^*_{p_{M,i}}(f)$.

L'ensemble des paramètres optimaux pour l'approche proposée est résumé dans le Tableau 3.

Tableau 3. Sommaire des paramètres optimisés pour la détection des WID

f_{min} (Hz)	f_{max} (Hz)	Δ_{seuil} (dB)	L_{seuil} (dB)	Δt (s)	Nombre de bandes de fréquences	Schéma de transition
200	1 250	0,75	60	0,3	9	Tout segment qui précède ou qui suit un segment pour lequel la condition « $\Delta_i > \Delta_{seuil}$ » est remplie est traité comme s'il satisfaisait cette condition ($\Delta_i > \Delta_{seuil}$) lui-même

6.2 Résultats

En utilisant les valeurs de paramètres présentées dans la section précédente, les résultats individuels ont été calculés en utilisant les mesures de laboratoire et la performance a été vérifiée sur la base d'indicateurs de détection standards. Des tests supplémentaires ont également été réalisés pour déterminer si cette méthode pouvait être utilisée avec d'autres types de protecteurs.

6.2.1 Exemples de résultats individuels

Puisque le niveau de bruit dans la chambre réverbérante était maintenu constant, il était possible de vérifier si tous les WID étaient bien détectés en calculant le niveau de pression intraauriculaire équivalent sur toute la période de mesure, tout en excluant les WID avec l'approche proposée, soit le $L_{eq,MM}$. Puisque les sujets devaient rester silencieux pendant les 20 premières secondes de l'expérience, le $L_{eq,MM}$ devrait être proche du niveau mesuré pendant cette période initiale.

Un exemple du principe de détection est d'abord montré à la Figure 24. On y montre l'évolution de Δ en fonction du temps lors des activités de parole d'un sujet.

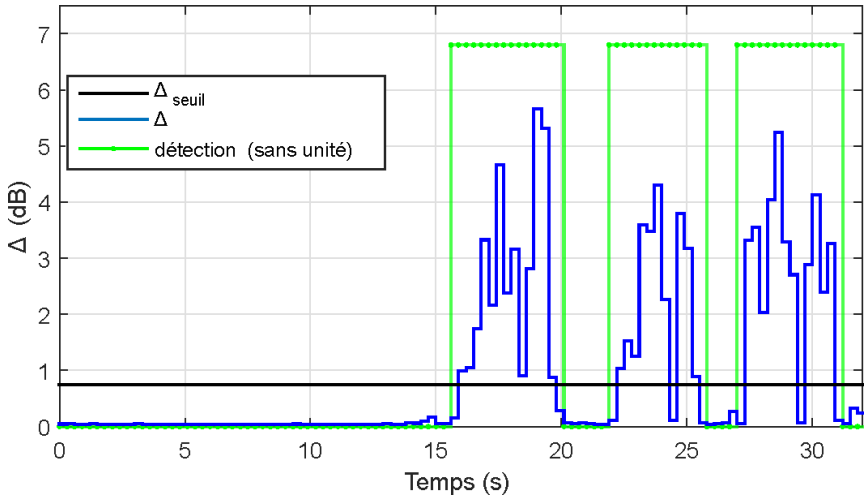


Figure 24. Exemple de détection de WID : indicateur Δ en fonction du temps. Le participant était silencieux durant les 15 premières secondes et prononçait ensuite trois phrases. Le bruit ambiant était de 76 dBA et le bouchon apportait une atténuation d'environ 10 dB.

La Figure 25 montre des résultats obtenus pour un sujet exposé à un bruit ambiant de 90 dBA (mesuré simultanément avec un microphone de référence champ libre dans la pièce). Le $L_{eq,M}$ associé à la période de mesure complète est présenté avec et sans les contributions sonores du porteur. Sans surprise, sa valeur dépend fortement de l'inclusion ou non des WID dans le calcul.

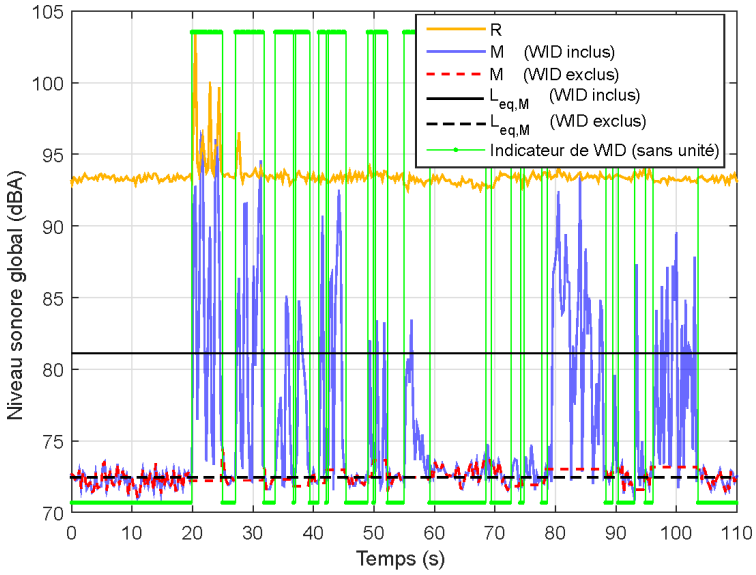


Figure 25. Niveau de bruit intraauriculaire (M) et à l'extérieur du bouchon (R) en fonction du temps pour un participant soumis à un bruit de niveau champ libre de 90 dBA. Le participant devait effectuer séquentiellement toutes les actions présentées au Tableau 2, avec de courtes pauses entre chaque action.

Pour illustrer l'impact des WID sur le niveau de bruit dans le canal auditif, la Figure 26 montre le niveau global $L_{eq,M}$, avec et sans WID, obtenus sur les 14 participants (28 oreilles) et pour tous les bruits ambiants testés. Le niveau $L_{eq,M}$ est présenté en fonction du niveau sonore intraauriculaire ambiant, défini comme étant le niveau mesuré dans le canal auditif lors de la période initiale où l'on demande aux participants de rester silencieux. Si la méthode de détection des WID et de l'estimation du niveau de bruit sans WID fonctionne parfaitement, on s'attend à ce que le niveau $L_{eq,M}$ soit égal au niveau intraauriculaire ambiant, soit la ligne pointillée sur la figure. À l'exception des deux valeurs aberrantes encerclées, on observe que l'approche proposée permet un calcul assez précis des niveaux sans WID. Ces résultats permettent aussi d'apprécier la contribution des WID au niveau de bruit dans le canal auditif. Les deux valeurs aberrantes sont reliées à un sifflement partiellement détecté chez un participant (oreilles droite et gauche). En effet, il a été constaté que le sifflement est plus difficile à détecter, probablement à cause du fait qu'il est plutôt émis par les lèvres, affectant ainsi moins le microphone interne par voie osseuse tout en contribuant au bruit reçu par le microphone externe, d'où une possible augmentation de la cohérence entre les signaux.

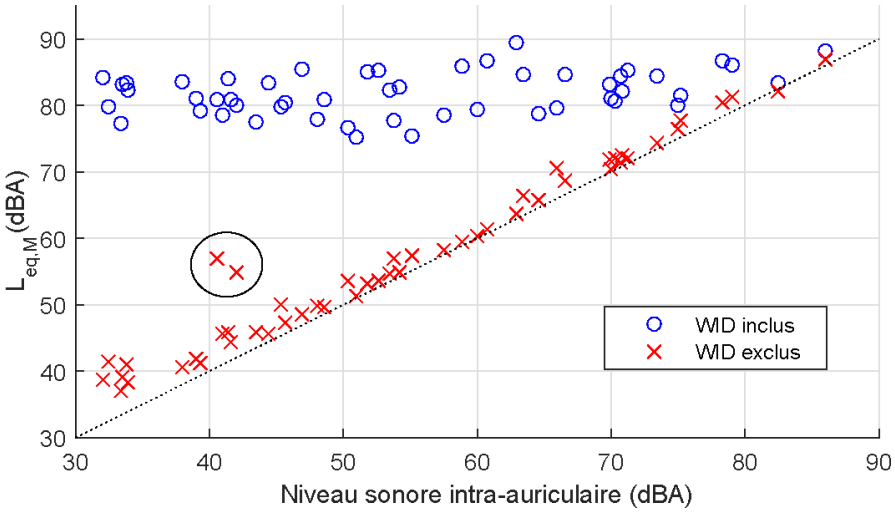


Figure 26. Niveau de bruit équivalent dans le canal auditif, avec et sans la contribution des WID. La ligne pointillée représente la droite pour laquelle le niveau de bruit équivalent est identique au niveau de bruit intraauriculaire ambiant.

6.2.2 Performances de l'algorithme proposé

Pour étudier la performance de l'approche proposée, les données sur les 14 participants ont été analysées segment par segment et testées avec l'algorithme proposé. Le taux de vrais positifs (TPR, « *True Positive Rate* »), défini comme le pourcentage de segments correctement identifiés comme WID, a été calculé et est présenté au Tableau 4. Ces résultats confirment que l'approche proposée permet de détecter avec une grande fiabilité les différents types de WID testés lors des essais. Comme mis de l'avant dans la section précédente, seul le sifflement était un peu plus difficile à détecter. Le taux de faux positifs (FPR, « *False Positive Rate* »), c.-à-d. le pourcentage de segments incorrectement identifiés comme WID lorsque le participant était silencieux, a aussi été calculé et était de 0 %, confirmant l'optimalité des paramètres sélectionnés. Il importe aussi de mentionner que certaines séquences temporelles contenaient la voix de l'expérimentateur, et que l'algorithme ne détectait pas celle-ci, contrairement à la voix du porteur, comme attendu. C'est un des avantages recherchés et importants de l'approche proposée dans ce projet.

Tableau 4. Taux de détection de vrais positifs pour chaque type de WID testé, pour l'ensemble des 14 participants

Action	Nombre total de segments	Nombre de segments détectés	Taux de détection de vrais positifs (TPR, %)
Parole	2 179	2 173	99,7
Raclement de gorge	77	77	100
Toux	117	117	100
Chocs sur l'oreillette de mesure	226	226	100
Sifflement	643	580	90,2
Mastication	512	512	100
Reniflement	61	61	100
Déglutition	76	76	100
Gratter le visage	302	302	100
Effets microphoniques	210	210	100
Clignement des yeux	58	58	100

6.2.3 Résultats avec d'autres types de protecteurs auditifs

L'algorithme de détection des WID s'applique essentiellement au bouchon instrumenté avec un doublet microphonique. Ce bouchon peut évidemment être utilisé en combinaison avec une coquille pour obtenir une double protection. On peut donc utiliser l'approche de détection des WID, où, pour la double protection, le microphone externe mesure le bruit sous la coquille. Des essais sur 5 participants portant des coquilles Peltor Optime 98 par-dessus le bouchon dosimétrique ont montré des tendances similaires à celles présentées ci-dessus. Par contre, les valeurs de l'indicateur Δ variaient fortement d'un individu à l'autre et les paramètres optimaux proposés n'ont pas permis d'obtenir une détection robuste. Par conséquent, il est suggéré de revoir l'algorithme de détection et ses paramètres pour les cas de double protection. Notons cependant que comme la double protection est généralement portée pour des niveaux de bruit supérieurs à 100-105 dBA, on peut s'attendre en pratique à ce qu'il y ait peu de communication (parole) entre les travailleurs lorsque de tels systèmes équipent les individus.

La méthode proposée pourrait aussi être adaptée pour le port de serre-têtes, en utilisant un microphone placé à l'extérieur de la coquille et un microphone placé dans le canal auditif (voir l'oreille transparente à la section 8). Bien que des tests n'aient pas été réalisés dans le cadre de cette étude, des analyses de données collectées dans le passé (Nélisse *et al.*, 2012) ont permis d'évaluer sommairement le potentiel de la méthode proposée pour les serre-têtes. Malheureusement, cette approche n'a pas permis d'obtenir des résultats très fiables (Bonnet, 2019) en ce qui concerne la détection de la parole. Une explication plausible est que dans l'étude considérée, le microphone interne n'était pas placé dans le canal auditif, mais plutôt dans la cavité sous la coquille. Par ailleurs, la distance entre ce microphone et le microphone placé à l'extérieur était relativement importante. Il est donc impossible de tirer des conclusions claires quant au

potentiel de la méthode proposée ici pour la détection de WID sous un protecteur de type serre-tête. Un travail de recherche supplémentaire dédié à ce problème serait nécessaire.

6.3 Discussion

Si les taux de détection en laboratoire indiqués au Tableau 4 sont élevés, il convient de rappeler que ceux-ci ne témoignent que de la capacité de l'approche proposée à détecter les perturbations induites par le porteur, sans nécessairement refléter avec quel degré de précision la quantité $L^*_{\mathrm{MM,i}}(f)$ est estimée. De même, les résultats présentés sont certes prometteurs, mais ils ont été obtenus avec des niveaux de pression acoustique ambiants constants, tandis que ces niveaux dans un lieu de travail réel peuvent parfois varier rapidement avec le temps. En utilisant les paramètres optimisés présentés, les variations du bruit ambiant combiné à des WID de haut niveau ne peuvent être détectées que si : i) le niveau chute sous le seuil L_{seuil}, ou ii) Δ demeure sous le seuil Δ_{seuil} durant une période correspondant à au moins 0,9 seconde (durée de 3 segments, en raison du schéma de transition proposé ici). Par conséquent, si le porteur parle en continu (sans inclure de pauses de la parole d'une durée supérieure à 0,9 seconde) pendant de longues périodes, des variations simultanées potentielles des niveaux de bruit ambiants ne seront pas enregistrées. Bien que dans la plupart des situations réelles, cette situation ne devrait pas se produire assez souvent pour avoir un effet significatif sur le niveau continu équivalent quotidien ($L_{eq,8h}$), de telles imprécisions pourraient être plus problématiques en présence d'une forte proportion de bruits impulsifs. En effet, les bruits d'impact se produisant pendant la parole (ou d'autres WID de haut niveau) ne peuvent être inclus dans l'exposition au bruit estimée avec la méthode proposée. Par conséquent, des algorithmes complémentaires pourraient être ajoutés à la présente approche pour détecter les événements de bruit impulsif et ainsi éviter de sous-estimer la dose réelle reçue par un individu. Dans ce cas, il convient de s'assurer que des microphones appropriés soient utilisés (plage dynamique, pression de crête), et qu'une pondération temporelle et des algorithmes de calcul de dose soient ajoutés à la méthode pour prendre en compte les impulsions (Kardous *et al.*, 2005).

L'approche proposée a été testée, validée et ses paramètres ont été optimisés grâce à des tests de laboratoire effectués sur des sujets humains. Bien que ces paramètres aient démontré une bonne performance dans les conditions contrôlées utilisées (participants assis et statiques, environnement intérieur, bruit ambiant constant), des recherches supplémentaires sont nécessaires pour évaluer les performances de la méthode dans des environnements terrain réels. En particulier, l'influence des mouvements du porteur devra être examinée, car ceux-ci pourraient engendrer de nouveaux types de WID (p. ex. : le bruit des pas). L'influence de facteurs environnementaux, tels que le vent ou de mauvaises conditions météorologiques, devra également être étudiée.

De par la possibilité d'exclure les bruits en provenance du porteur au moyen de l'approche proposée, les hygiénistes du travail, intervenants et/ou les employeurs devraient être en mesure non seulement de mieux évaluer la quantité réelle de bruit reçu par un individu donné, mais aussi de mieux comprendre pourquoi certaines personnes dépassent une limite d'exposition au bruit donnée. En comparant les niveaux d'exposition avec et sans la contribution des bruits du porteur, il ne fait aucun doute que les facteurs responsables de la surexposition d'un individu seront plus facilement cernés. Cependant, il serait prématuré de prétendre que le simple fait d'exclure les WID permet d'obtenir la dose réelle de bruit, les effets de ces bruits (les WID) sur la santé auditive étant encore mal compris et faisant l'objet de débats. En effet, en dépit des mécanismes d'inhibition qui peuvent se produire en réponse à la parole, la mastication ou la déglutition (Borg

et Counter, 1989; Mukerji *et al.*, 2010), il n'existe aucune preuve de tels mécanismes en réaction aux autres types de WID examinés dans cette étude (microphonie, sifflement, reniflement, etc.). Enfin, l'approche actuelle devrait, à long terme, aider à établir des relations dose-effet plus précises entre le bruit induit par le porteur et les risques de perte auditive. La collecte de données à grande échelle sur le bruit intraauriculaire (avec et sans WID), associée à des suivis audiométriques réguliers ou à d'autres tests de dépistage auditif, pourrait aider les chercheurs et scientifiques à mieux comprendre l'impact du bruit autogénéré sur le système auditif humain.

En comparaison avec des systèmes de reconnaissance vocale (VAD) typiques, la méthode proposée offre des avantages évidents. Non seulement peut-elle être utilisée pour exclure la voix du porteur, tout en gardant la voix des personnes environnantes dans la dose de bruit mesurée, mais elle peut également détecter de nombreux autres types de bruit induit par le porteur (mastication, sifflement, déglutition, etc.). Utilisé de concert avec des algorithmes de VAD, l'algorithme proposé pour détecter les WID pourrait également être intégré dans un bouchon d'oreille équipé de fonctions de communication électronique permettant de réduire la transmission de la voix d'autrui.

Enfin, la méthode et les algorithmes actuels s'appliquent exclusivement aux bouchons d'oreilles équipés du système à double microphone comme celui proposé et illustré dans ce projet. Cette oreillette peut néanmoins supporter divers types d'embouts et, bien que les résultats présentés dans ce rapport n'aient été obtenus qu'avec un embout de silicone à double ailette, des performances similaires peuvent être attendues avec différents modèles (mousse, triple ailette, etc.). Les résultats préliminaires obtenus en laboratoire suggèrent par contre que la méthode actuelle ne peut pas être appliquée, dans sa forme originale, à d'autres types de protecteurs auditifs. Des recherches supplémentaires sont néanmoins nécessaires pour exclure les perturbations induites par des individus portant un casque antibruit (serre-tête) ou une double protection auditive.

7. BOUCHON DOSIMÉTRIQUE : PRISE EN COMPTE D'UN ÉVENTUEL RETRAIT, DE LA CONDUCTION OSSEUSE ET DES BRUITS DU PORTEUR

La méthode permettant de convertir les niveaux de bruit mesurés par le bouchon dosimétrique en niveaux équivalents tympaniques présente certaines limitations. Parmi ces limitations, deux cas de figure retiennent notre attention, soit : i) le cas où le bouchon est occasionnellement retiré par le porteur; 2) le cas où le bouchon procure une atténuation très importante, au-delà d'une certaine limite. Dans le premier cas, une position retirée du microphone de mesure par rapport au conduit auditif peut impliquer des changements importants dans la relation qui lie les niveaux mesurés aux niveaux tympaniques correspondants (le facteur de correction MEC). Dans le second cas, un bouchon présentant une forte atténuation peut amener à devoir considérer la conduction osseuse comme chemin de transmission important, rendant la correction MEC obsolète puisque les niveaux de pression tympaniques ne permettent plus de rendre bien compte de l'énergie effectivement transmise à l'oreille interne. Dans les deux scénarios, la conséquence est une mauvaise estimation des niveaux de bruit effectivement reçus par le porteur. Ce chapitre propose des solutions pour résoudre ces deux problèmes.

7.1 Prise en compte d'un éventuel retrait du protecteur

Malgré les efforts de sensibilisation au port de protecteurs auditifs dans les milieux de travail, il n'est pas rare que les individus à risque les retirent occasionnellement, notamment en raison de difficultés à communiquer liées à l'atténuation procurée par les protecteurs (Neitzel et Seixas, 2005). Si une telle situation se produit avec un bouchon dosimétrique similaire à celui développé au cours de ce projet de recherche (l'oreillette de mesure n'offrant presque aucune atténuation, on émet l'hypothèse que celle-ci est moins susceptible d'être retirée), la fonction de transfert qui relie les niveaux de pression mesurés aux niveaux de pression tympaniques peut différer significativement de la correction MEC calculée au moyen de la méthode décrite dans ce rapport. Afin de mieux représenter les niveaux de pression tympaniques en position « retirée » du bouchon dosimétrique, on se propose donc de détecter lorsque de tels retraits ont lieu, et de modifier le facteur de correction MEC pour mieux tenir compte du changement d'emplacement du microphone de mesure.

Comme le montre la Figure 27, le bouchon dosimétrique développé est muni d'un crochet d'oreille. Ce dernier permet au porteur d'extraire en tout ou en partie le bouchon du conduit auditif, sans que celui-ci ne tombe. En raison de la simplicité d'une telle opération, on émet l'hypothèse que si un individu souhaite ôter le bouchon momentanément, il choisira cette option plutôt qu'une autre (comme le conserver entre ses mains, ou l'enrouler autour de son cou grâce au cordon électrique qui le relie à la plateforme de mesure). Les efforts de recherche ont donc été orientés dans cette direction.

La Figure 28 présente les courbes de réponse du bouchon dosimétrique, c'est-à-dire la différence des niveaux de pression acoustique entre le microphone de référence et le microphone de mesure, obtenues avec cinq sujets (10 oreilles) exposés à un champ diffus et portant le bouchon dosimétrique de la manière illustrée à la Figure 27. Le fait d'extraire le bouchon du conduit auditif fait apparaître dans la courbe de réponse une baisse importante à des fréquences moyennes. Cette chute est due au fait que, lorsque le bouchon n'occlut plus le conduit auditif, on assiste non seulement à une perte d'atténuation du bouchon, mais aussi à une résonance en quart d'onde du

système formé par le conduit auditif et la conque. Cette résonance se traduit par des valeurs clairement négatives (de -8 à -12 dB) dans la courbe de réponse entre 2 et 2,6 kHz. La résonance du conduit auditif seul, laquelle se produit à des fréquences légèrement supérieures en raison d'une longueur de résonance réduite, est également visible sur la figure et se traduit par un gain entre 3 et 5 kHz.

Figure 27. Exemple de port du bouchon dosimétrique lorsque celui-ci est retiré du conduit auditif. Le microphone de mesure est maintenu à proximité de l'entrée du conduit auditif, mais l'atténuation procurée par le protecteur est grandement réduite.

Des analyses présentées par Bonnet (2019) montrent qu'un moyen efficace de détecter un éventuel retrait du bouchon dosimétrique est de détecter lorsque la fonction $L'_{p_{MER}} - L'_{p_{MM}}$, en l'absence de perturbations induites par le porteur, chute en dessous d'un certain seuil aux fréquences mentionnées ci-dessus. Pour une mesure effectuée en bandes de 1/12^{e} d'octave, il est suggéré de considérer que si cette fonction prend une valeur minimale inférieure à -7 dB entre 2 et 2,6 kHz, le bouchon a été retiré et le microphone de mesure se situe alors à proximité de l'entrée du conduit auditif. Lorsqu'une telle détection a lieu, il est recommandé de corriger le facteur de correction MEC afin de mieux tenir compte de la position du microphone de mesure. Cette correction peut se faire, par exemple, en remplaçant la valeur MEC calculée par la fonction de transfert moyenne donnée par Shaw (1974). Cette fonction, notée TF_{canal}, exprime le rapport de pression acoustique moyen (en dB) entre le tympan et l'entrée du conduit auditif, et est fournie à l'annexe A.

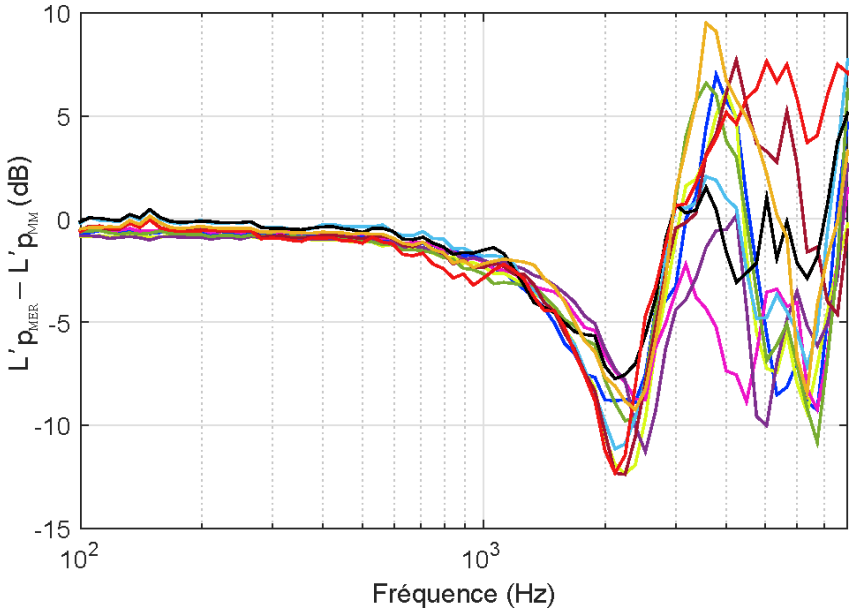


Figure 28. Courbes de réponse du bouchon dosimétrique obtenues avec cinq sujets humains (10 oreilles) en chambre réverbérante, lorsque le bouchon est retiré. Chaque courbe de réponse correspond à la différence des niveaux de pression acoustique entre le microphone de référence et le microphone de mesure.

7.2 Prise en compte de la conduction osseuse

Lorsqu'un protecteur auditif procure une très grande atténuation, celui-ci peut amener son porteur à être exposé au bruit majoritairement à travers la conduction osseuse. Quand une telle situation se produit, les sons sont d'abord transmis directement à l'oreille interne via les os du crâne, au lieu d'une transmission classique à travers le protecteur et le conduit auditif, puis l'oreille moyenne (Berger et Voix, 2019). Il existe donc une limite d'atténuation (*Bone-Conduction Limit*, ci-après appelée « limite BC »), au-delà de laquelle l'atténuation du protecteur ne peut se rendre, sauf pour certains équipements qui recouvrent l'ensemble du crâne et peuvent faire écran à la stimulation acoustique par voie osseuse (Berger, Kieper et Gauger, 2003). Bien qu'il soit rare pour de simples bouchons d'oreille d'atteindre la limite BC, on se propose d'intégrer cette limite dans la mesure de l'exposition sonore lorsque celle-ci est effectuée au moyen du bouchon dosimétrique.

Afin de tenir compte de la limite BC dans l'expression de l'atténuation des protecteurs auditifs, plusieurs auteurs ou normes (ANSI, 2010; Berger et Kerivan, 1983; Nélisse, Le Cocq, Boutin, Laville et Voix, 2015) recommandent l'utilisation de la formule ci-dessous :

$$\mathrm{IL_{corr}} = -10 \log_{10} \left[10^{-\mathrm{IL_{mes}}/10} + 10^{\mathrm{BC}/10}\right] \quad \textbf{(20)}$$

où $\mathrm{IL_{corr}}$ représente l'atténuation effective qui tient compte de la limite BC, et où $\mathrm{IL_{mes}}$ représente la perte par insertion mesurée du protecteur. En exprimant la perte par insertion en fonction de l'indice de réduction du bruit NR (« *Noise Reduction* ») (Nélisse *et al.*, 2015) et du facteur de correction MEC, il est possible de démontrer que le facteur de correction MEC corrigé (MEC*) pour tenir compte de la conduction osseuse peut s'écrire :

$$\mathrm{MEC}^{*} = 10\log_{10}\left[10^{\mathrm{MEC}/10} + 10^{(\mathrm{NR}+\mathrm{TFOE}-\mathrm{TF}'_{\mathrm{ext}}-\mathrm{BC})/10}\right] \quad \textbf{(21)}$$

où TF'_{ext} relie le niveau de pression mesuré sur la face externe du bouchon par le microphone de référence au niveau de pression en champ libre ou champ diffus, où NR est l'indice de réduction du bruit du protecteur, qui est essentiellement la différence des niveaux de bruit entre le microphone externe et le microphone intraauriculaire, et où TFOE représente la fonction de transfert de l'oreille externe, c.-à-d. la différence entre le niveau de bruit au tympan et le niveau en champ libre lorsque l'oreille est non protégée (ouverte).

Il est ensuite possible de montrer que le niveau d'exposition effectif recherché L_{exp} (niveau corrigé pour tenir compte de la limite BC) peut s'écrire :

$$L_{\mathrm{exp}} = 10\log_{10}\left[10^{(L'_{\mathrm{MM}}+\mathrm{MEC})/10} + 10^{(L'_{\mathrm{MER}}+\mathrm{TFOE}-\mathrm{TF}'_{\mathrm{ext}}-\mathrm{BC})/10}\right] \quad \textbf{(22)}$$

Cette équation donne donc le niveau d'exposition effectif recherché L_{exp} en fonction du niveau mesuré par le microphone de mesure L'_{MM} et par le microphone de référence externe L'_{MER}, de la correction MEC déterminée pour l'individu en question, et de la limite BC. Dès lors que l'atténuation du bouchon est bien inférieure à la limite BC, cette équation devient équivalente à la relation à laquelle on s'attend, soit :

$$L_{\mathrm{exp}} = L'_T = L'_{MM} + \mathrm{MEC} \quad \textbf{(23)}$$

Des valeurs estimées pour BC, TFOE et TF'_{ext} en champ diffus sont données à l'annexe A. Puisque ces valeurs peuvent varier significativement en fonction du champ acoustique et de la direction d'incidence, il est recommandé d'utiliser plutôt l'équation (23) au lieu de (22) pour des travailleurs évoluant principalement dans des milieux extérieurs ou peu réverbérants.

7.3 Prise en compte des perturbations sonores induites par le porteur (WID)

Le chapitre 6 présente la méthode permettant de détecter les perturbations induites par le porteur (parole, mastication, etc.) et d'exclure celles-ci de l'exposition sonore mesurée dans le conduit auditif occlus. Un des principaux avantages offerts par cette approche est de pouvoir comparer l'exposition sonore des individus avec et sans la contribution de ces perturbations internes. Or, si le chapitre 5 décrit les corrections acoustiques à appliquer aux niveaux sonores mesurés en l'absence de perturbations du porteur, il convient de s'interroger aussi sur les corrections à appliquer en présence de celles-ci.

L'analyse de l'ensemble des WID mesurés montre que les niveaux de bruit générés dans le conduit auditif occlus sont essentiellement concentrés en dessous de 2 kHz. À ces fréquences, le chapitre 5 montre que la correction MEC est très faible, voire nulle, ce qui revêt une importance particulière quant aux corrections acoustiques à appliquer en présence de perturbations internes. Deux cas de figure sont à considérer lorsque des perturbations du porteur sont détectées :

- les niveaux de bruit intraauriculaires sont majoritairement dus au bruit du porteur : dans un tel scénario, les perturbations qui parviennent au conduit auditif proviennent essentiellement d'une transmission par voie osseuse, et il est donc probable que la correction qui relie les niveaux de pression mesurés aux niveaux de pression tympaniques

soit différente de celle calculée par la méthode présentée au chapitre 5. Cependant, puisque cette correction n'est importante que pour des fréquences supérieures à 2 kHz, fréquences auxquelles les perturbations du porteur sont négligeables par rapport au reste du spectre, le fait d'appliquer ou non cette correction aura vraisemblablement peu d'effets sur le niveau de bruit global corrigé au tympan, et donc peu d'influence sur la dose de bruit mesurée.

- les niveaux de bruit dans le conduit auditif sont dus au bruit du porteur, mais aussi au bruit extérieur; dans certains cas, un travailleur peut être amené à émettre des perturbations à basses et à moyennes fréquences (parole ou autres) tout en étant exposé à des bruits extérieurs plus aigus. Ceci peut l'amener à être principalement exposé à ses propres perturbations sur la partie basse du spectre (< 2 kHz), tout en étant majoritairement exposé au bruit ambiant sur la partie haute du spectre (> 2 kHz). Sur la partie haute du spectre, la correction MEC définie au chapitre 5 doit alors s'appliquer afin de prendre en compte les effets de phase qui existent à ces fréquences particulières. Quant à la partie basse du spectre, le fait d'appliquer ou non la correction MEC n'a *a priori* pas d'importance puisque cette dernière est généralement négligeable en dessous de 2 kHz.

En raison des différences de contenu spectral entre les perturbations internes et la correction MEC, les deux points précédents semblent donc pouvoir converger vers une seule et même solution. Cette solution consiste à appliquer, lorsque des perturbations internes sont détectées, la même correction MEC que celle appliquée en l'absence de ces perturbations. Bien que pouvant engendrer certaines erreurs dans l'allure du spectre mesuré, une telle approche doit normalement permettre de représenter fidèlement les niveaux de bruit globaux au tympan, et offre l'avantage de ne nécessiter aucune correction supplémentaire.

8. IMPLÉMENTATION EN TEMPS RÉEL DES ALGORITHMES ET DÉPLOIEMENT AU SEIN D'UN APPAREIL DE MESURE EMBARQUÉ

La présente section présente le travail effectué par l'étudiant à la maîtrise, M. Marcos Nogarolli (Nogarolli, 2019), pour la validation et la mise en œuvre d'un système de dosimétrie intraauriculaire destiné à améliorer l'évaluation de l'exposition au bruit sur le lieu de travail.

8.1 Mise en contexte

Les méthodes développées par Bonnet (2019) et présentées dans les sections précédentes constituent la base du travail de l'étudiant à la maîtrise, M. Marcos Nogarolli, présenté dans cette section. Pour rappel, l'approche préconisée consistait à mesurer les niveaux de bruit dans le canal auditif d'individus dans des conditions de travail typiques, que ce soit avec des oreilles non protégées ou avec des oreilles protégées par des bouchons d'oreille ou des protecteurs serre-tête (coquilles). Cette approche a recours à deux microphones miniatures situés respectivement à l'intérieur et à l'extérieur du canal auditif pour prendre en compte les caractéristiques individuelles (forme et longueur du canal auditif) lors de l'estimation des facteurs de correction acoustique, afin de convertir les niveaux de pression acoustique (SPL) intraauriculaires mesurés en valeurs "champ libre" équivalentes. Cette approche a été validée par des mesures de sujets humains traitées avec des algorithmes implémentés sous Matlab (MathWorks, Natick, MA, USA). Les résultats ont permis d'établir une relation entre les valeurs de bruit lues dans le canal auditif et celles lues au tympan lui-même, appelées correction microphone au tympan (MEC). Deuxièmement, un algorithme de calcul a été développé pour effectuer des mesures de dosimétrie du bruit intraauriculaire sous un bouchon d'oreille tout en excluant les contributions de bruit induites par le porteur (appelées « *Wearer-Induced Disturbances* », WID) telles que la parole, les chocs sur l'écouteur, le sifflement, etc.

Le but du travail de l'étudiant à la maîtrise, M. Marcos Nogarolli, était donc de déterminer comment les méthodes ci-dessus peuvent être mises en œuvre en temps réel et utilisées efficacement par les travailleurs portant le système de dosimétrie portable prévu. Un tel système permettrait une mesure continue de l'exposition au bruit effective reçue par un individu donné, et les prototypes envisagés pourraient être utilisés en pratique pour mieux évaluer l'exposition au bruit et soutenir les efforts de prévention sur les lieux de travail. En pratique, deux prototypes différents ont été conçus lors de cette phase du projet : un dispositif de mesure acoustiquement transparent (nommé « *Open Ear Device* », OED) et un bouchon dosimétrique (nommé « *Closed Earpiece* », CEP).

Les sections ci-dessous donnent un aperçu de la conception matérielle de ces prototypes, de leur design et de leur construction, du développement logiciel, ainsi que des stratégies pour tester et valider les systèmes de mesure obtenus. Une première partie des tests de validation est liée au facteur de correction individuel, MEC, qui doit être utilisé dans les deux prototypes développés (OED et CEP). Une deuxième partie concerne la validation de la détection des perturbations induites par le porteur (WID), qui doivent être détectées et exclues des contributions de bruit dans l'oreille causées par l'environnement du porteur. Cet algorithme de détection des WID s'applique spécifiquement au dispositif de CEP, car l'impact des WID devrait être plus important à l'intérieur d'une oreille protégée en raison, notamment, de l'effet d'occlusion.

La mise en œuvre du système est d'abord présentée à la section 8.2, suivie d'une présentation des différents prototypes conçus au cours du projet à la section 8.3. La mise en œuvre du logiciel et de l'algorithme est ensuite discutée à la section 8.4. Enfin, les méthodes développées dans cette étude ayant été initialement validées à l'aide d'algorithmes sous MATLAB, les nouveaux algorithmes en temps réel développés à l'aide du logiciel Python (Python Software Foundation, Wilington, DE) sont comparés à ceux de MATLAB dans la section 8.5.

8.2 Développement du système d'acquisition et de mesure

Une plate-forme matérielle portable appelée « *Auditory Research Platform* » (ARP3) et récemment mise au point par la Chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intraauriculaires (CRITIAS) a été utilisée tout au long du développement du système de dosimétrie intraauriculaire. La plate-forme ARP3 est connectée à une carte son à quatre canaux et à une batterie pour les tests de longue durée, permettant jusqu'à 8 heures d'acquisition et de traitement de données. Un schéma de base indiquant toutes les composantes matérielles est donné à la Figure 29. L'unité ARP3 dispose d'un processeur Intel ATOM Z3735F, d'une mémoire RAM de 2GB et fonctionne sous le système d'exploitation Windows 10. Ce mini-PC est spécialement configuré pour permettre à des algorithmes complexes et rapides de s'exécuter sans faille. La carte d'acquisition audionumérique à quatre canaux a été ajoutée à la plate-forme pour permettre d'échantillonner les données provenant des oreillettes et sert d'interface d'entrée pour les algorithmes exécutés. Le langage Python a été choisi pour l'acquisition et le traitement des données au sein du prototype final et fonctionne sans difficulté sur la plate-forme ARP3.

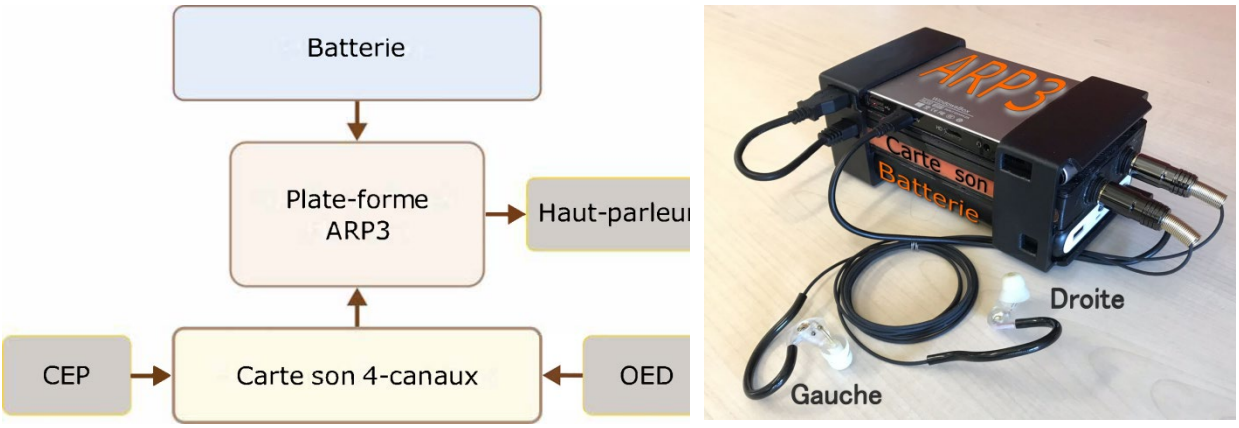
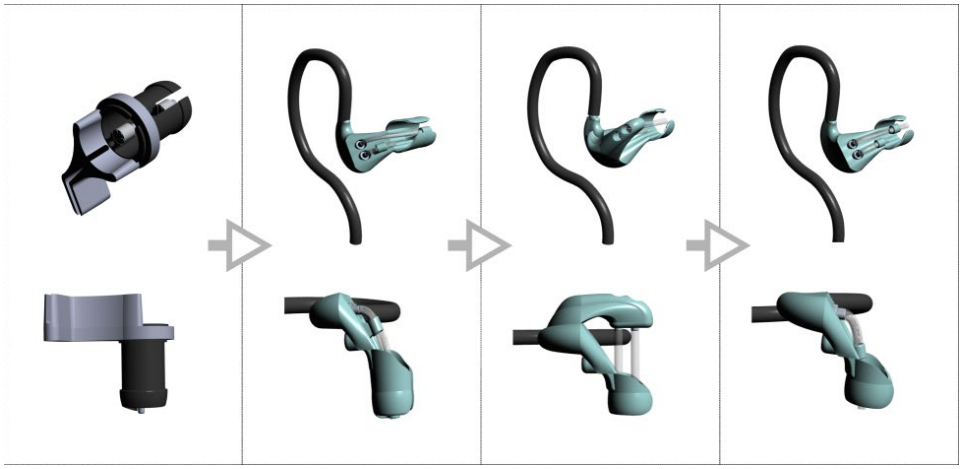


Figure 29. Schéma des composantes matérielles (à gauche) et assemblage physique (à droite) du système de dosimétrie intraauriculaire développé.

8.3 Développement des dispositifs intraauriculaires

Pour mesurer les niveaux de pression acoustique dans le canal auditif, deux prototypes de dispositifs intraauriculaires ont été développés et fabriqués : un dispositif acoustiquement transparent (OED), et un protecteur dosimétrique (CEP). Tous deux ont été conçus par l'étudiant à la maîtrise, M. Marcos Nogarolli, à l'aide de l'outil de conception CAD SolidWorks (Dassault, Waltham, MA) et ont été produits en interne à l'aide d'une imprimante 3D en résine Formlabs (Formlabs Inc., Somerville, MA). Une fois imprimés, deux microphones miniatures Knowles (Knowles Corp., Itasca, IL), modèle FG23652-P16, ont été ajoutés à chacun des dispositifs afin de permettre les mesures des pressions acoustiques à l'entrée et dans le canal auditif.

La Figure 30 montre différentes itérations des deux prototypes créés au cours ce projet, illustrant leur évolution vers la conception finale. L'OED a été le premier appareil à être implémenté. Un soin particulier a été apporté pour le concevoir de manière à fournir la plus petite section transversale possible dans le canal auditif et ainsi être aussi transparent que possible sur le plan acoustique, comme le préconise la norme ISO 11904-1:2002 (ISO, 2002) (point 3.7).



OED

CEP

Figure 30. Évolution des dispositifs OED (en haut) et CEP (en bas) au fil des itérations de conception.

Le développement mécanique a commencé par la définition de la géométrie du canal auditif (Stinson et Lawton, 1989) et d'une géométrie tridimensionnelle (3D), extraite d'une imagerie par résonance magnétique (MRI) réalisée sur un sujet humain dans une étude récente (Benacchio *et al.*, 2018). Ce modèle tridimensionnel était utile, car il a permis d'identifier des paramètres liés à la géométrie du conduit auditif, paramètres venant ensuite alimenter une modélisation adaptée des dispositifs intraauriculaires. Une étude d'interaction du modèle 3D du dispositif à l'intérieur du modèle de géométrie du conduit auditif a d'ailleurs été réalisée. Cette modélisation s'est avérée une étape importante dans la recherche d'une solution réalisable et pratique. Ainsi, au lieu de

placer les microphones directement à l'intérieur du dispositif comme initialement proposé, il a été décidé de plutôt les encapsuler dans le corps principal du dispositif et de faire l'usage de sondes microphoniques pour permettre la mesure aux emplacements désirés, ce qui a permis d'offrir une protection accrue des conducteurs électriques et de rendre le dispositif plus robuste. Cette modification a également permis de réduire la section transversale, une caractéristique nécessaire pour obtenir une solution pratiquement transparente sur le plan acoustique. La Figure 31 montre l'assemblage du prototype d'OED et son port par un utilisateur.

Figure 31. Rendu 3D et images du prototype OED montrant les différents composants, assemblage et conception globale, ainsi que le port final du prototype ainsi obtenu.

La conception initiale du CEP reprenait la même conception mécanique de l'OED pour le corps principal. Un des paramètres essentiels communs à l'OED et au CEP est la profondeur d'insertion des prototypes. Une attention a été portée à la forme des deux dispositifs pour s'assurer que la profondeur d'insertion permette une mesure répétable à environ 8 mm de l'entrée du canal (ECA), tant pour l'OED que pour le CEP, les méthodologies de mesure proposées dans les chapitres précédents ayant été optimisées et validées pour des distances allant de 8 à 12 mm de l'ECA. La différence principale entre les deux prototypes réside dans la partie logée dans le conduit auditif, laquelle supporte des embouts de mousse, ou d'autres types d'embouts similaires à ceux d'oreillettes conventionnelles disponibles dans le commerce. Deux microphones ont également été utilisés pour l'assemblage de CEP et un seul tube acoustique est utilisé pour conduire la pression acoustique du canal auditif vers le microphone de mesure interne. À cela s'ajoute un tube de 13,8 mm permettant de créer la fuite nécessaire à l'identification du facteur de correction MEC (voir section 5.2).

Le dispositif CEP peut être équipé de divers types d'embouts intraauriculaires, comme des embouts en silicone à double bride ou des embouts en mousse compressible à haute isolation. Notons finalement qu'un soin particulier a été apporté afin de s'assurer que le CEP apporte une bonne atténuation sonore malgré la présence de deux tubes à travers le corps du bouchon. En effet, des atténuations de l'ordre de 20 dB en basses fréquences (~125 Hz) ont pu être obtenues. Les détails du CEP sont illustrés à la Figure 32.

Figure 32. Rendu 3D et images du prototype CEP montrant les différents composants, assemblage et conception globale, ainsi que le port final du prototype ainsi obtenu.

8.4 Implémentation des algorithmes et développements logiciels

L'acquisition et l'analyse de données en temps réel sont des requis essentiels dans ce projet. La plate-forme matérielle ARP3 fonctionne sous Windows 10 et le code du logiciel a été développé à l'aide de Python 3.7. Les algorithmes développés, basés initialement sur les équations de la norme ANSI S12.19 (ANSI, 2016b), ont été adaptés pour incorporer les facteurs de correction de l'oreille occluse. La composante logicielle principale responsable de l'acquisition du signal de la carte son est la bibliothèque PyAudio. Certaines bibliothèques ont également été ajoutées à ce projet, telles que NumPy (un ensemble de fonctions fondamentales pour l'informatique scientifique avec Python), ainsi que Python Acoustics (trousse d'outils pratiques pour les acousticiens). Il est important de mentionner que le bloc de temps de traitement pour le traitement du son était limité à 300 ms aux fins de la détection WID.

8.5 Tests de vérification et de validation

Afin de tester les algorithmes temps réel implémentés en Python, un ensemble d'outils a été développé pour vérifier que les résultats étaient équivalents à ceux obtenus par Bonnet (2019). Un processus de validation a été développé dans ce projet en utilisant les données collectées et traitées avec les fonctions Matlab développées par Bonnet. Ces outils ont aidé à identifier les erreurs potentielles lors de la comparaison des implémentations Matlab et Python avec le code et les algorithmes originaux sous Matlab, pour les principales procédures, telles la procédure d'étalonnage, celle de calcul des corrections et celle de détection WID, détaillées ci-dessous.

La procédure d'étalonnage comprend trois étapes distinctes, illustrées à la Figure 33. Les deux premières étapes (A et B) concernent l'étalonnage du microphone. Lors de l'étape A, les données provenant d'un microphone de référence G.R.A.S., modèle 40HF (Modèle GRAS Sound Vibration A / S, Skovlytoften, Danemark), connecté à un calibreur acoustique B K de type 4231 (Brüel Kjær Sound and Vibration Measurement A/S, Nærum, Denmark), présenté à l'étape A, est acquis.

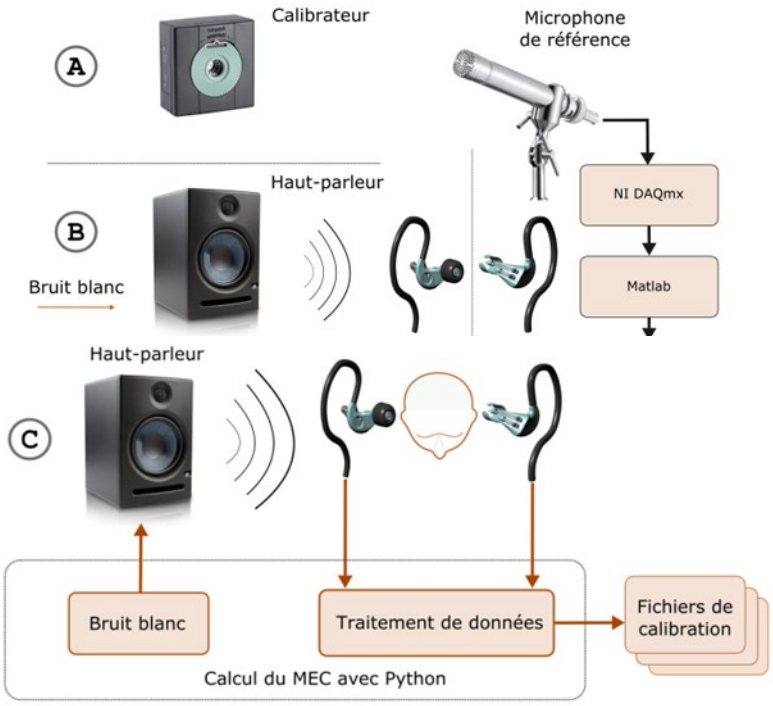


Figure 33. Illustrations des étapes A, B et C de la procédure d'étalonnage.

L'acquisition des données pour l'étalonnage du microphone est effectuée à l'aide d'un équipement DAQmx de National Instruments (National Instruments Corp., Austin, TX) et d'un code Matlab approprié. À l'étape B, les prototypes et le microphone de référence sont tous placés simultanément, côte à côte, face à une enceinte amplifiée PRESONUS modèle ERIS E3.5, (PreSonus Audio Electronics, Inc., Baton Rouge, LA), générant un bruit blanc. Les mesures du signal sont ensuite effectuées et les facteurs d'étalonnage des microphones miniatures sont ensuite obtenus en comparant les spectres mesurés au moyen des microphones à calibrer avec ceux du microphone de référence. La dernière étape d'étalonnage (Figure 33, étape C) est l'identification du facteur de correction MEC, propre à l'oreille de chaque sujet. Pour ce faire, les prototypes sont insérés dans les oreilles du sujet et des mesures en présence du bruit blanc généré par le haut-parleur sont effectuées. L'algorithme présenté au chapitre 5 pour estimer la correction MEC avec les dispositifs OED et CEP est alors utilisé.

Des exemples d'identification de MEC sont présentés à la Figure 34. Une fois que tous les facteurs de correction ont été obtenus et appliqués, l'ensemble du système (prototypes, plate-forme et assemblage) a été validé en laboratoire. Un sujet humain a été équipé avec le CEP dans l'oreille droite et il lui a été demandé de générer des WID en présence d'un bruit de fond, et ce successivement dans une salle semi-anéchoïque puis dans une salle réverbérante. Les signaux horaires ont été enregistrés sur la plate-forme ARP3 et sauvegardés sous forme de fichiers audionumériques .WAV. Ces fichiers ont été traités avec l'implémentation Python et l'implémentation Matlab des codes développés par Bonnet (2019) à des fins de comparaison. Les résultats de sortie comprenaient des données telles que les niveaux de pression acoustique (SPL) de l'oreille externe, intraauriculaire SPL (WID inclus), intraauriculaire SPL (tout WID exclu), etc. Les tests dans la salle semi-anéchoïque ont été réalisés avec un seul haut-parleur, tandis que dans la salle réverbérante, quatre haut-parleurs étaient utilisés pour générer le bruit blanc.

Les positions P1, P2 et P3 indiquées à la Figure 35 indiquent la position de la tête par rapport au(x) locuteur(s) lors des tests.

Comme mentionné précédemment, le dispositif était porté à l'oreille droite. Dans les deux salles, le niveau de bruit généré était d'environ 87 dB (A) et le sujet était invité à prononcer une phrase courte et à générer des bruits internes, tels que toux, éternuement, tapotement de l'écouteur, etc., très similaires aux tests présentés au chapitre 6.

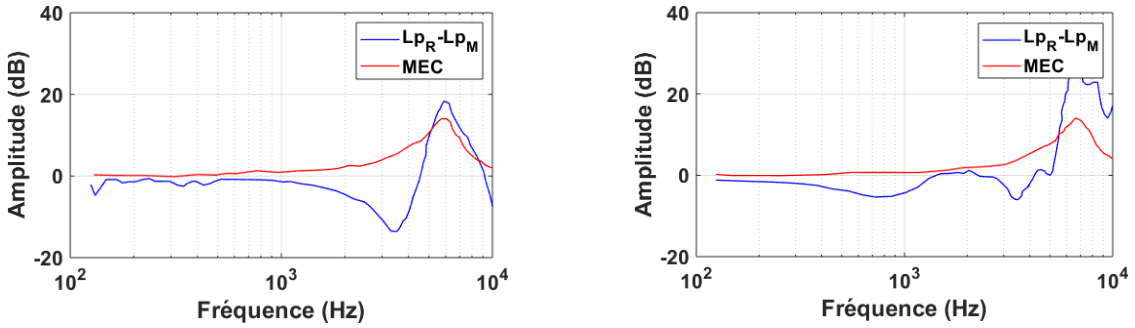


Figure 34. Exemples de réponse en fréquence du facteur de correction MEC obtenu à partir de la procédure d'étalonnage.

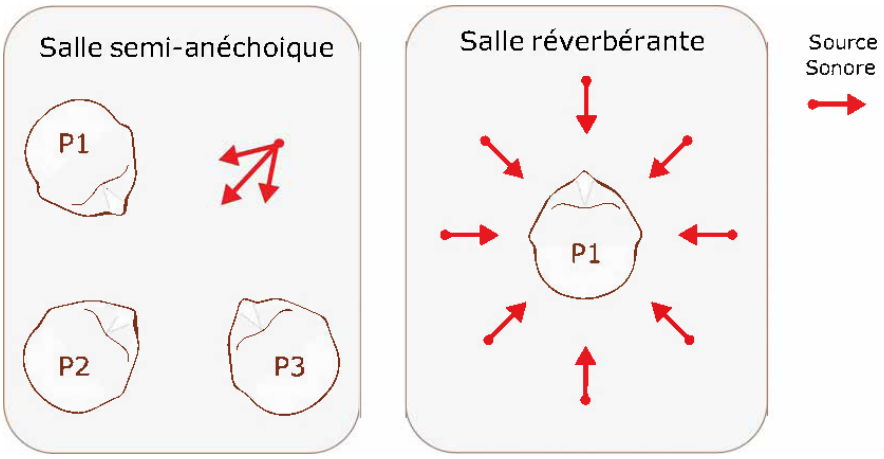
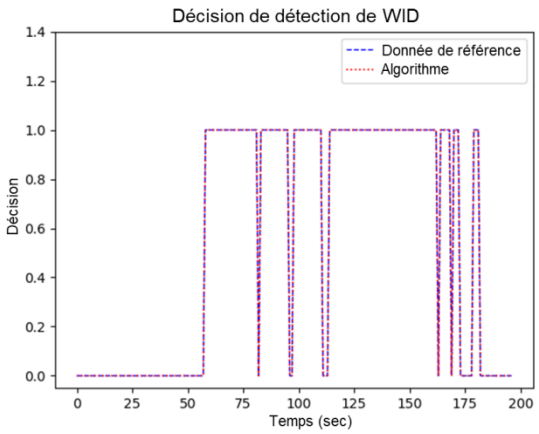


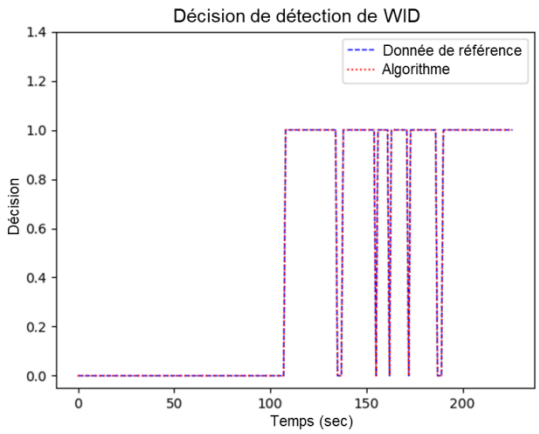
Figure 35. Illustration du positionnement du sujet dans la salle semi-anéchoïque (à gauche) et salle réverbérante (à droite) lors des tests acoustiques.

8.6 Résultats expérimentaux obtenus

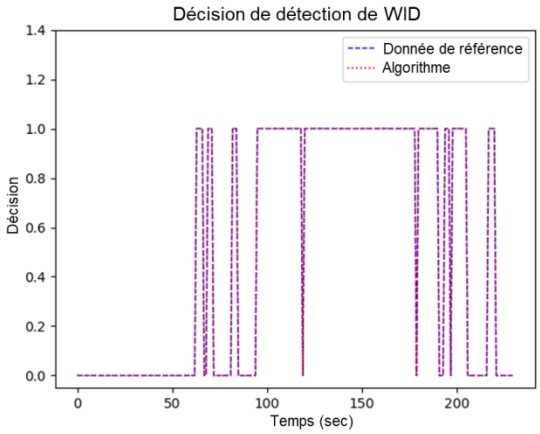
Des exemples illustrant la détection WID sont présentés à la Figure 36. Cette figure montre la décision de détection WID ("1" indique que du WID a été détecté) en fonction du temps pour quatre positions de sujet, indiquées à la Figure 35. Elle montre que les résultats provenant des tests et traités avec l'implémentation Python mentionnée ci-dessus correspondaient exactement aux données traitées avec l'implémentation Matlab faite précédemment par Bonnet (2019).



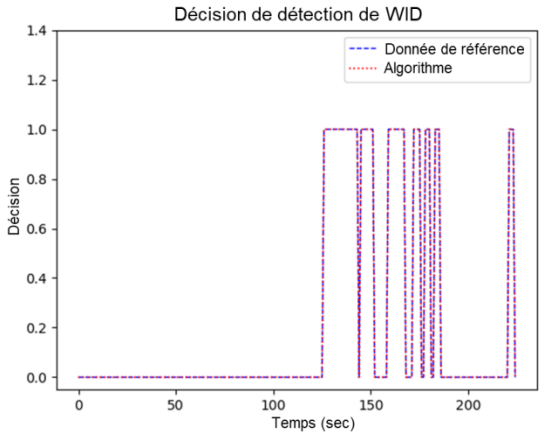
Semi-anéchoïque – P1



Semi-anéchoïque – P2



Semi-anéchoïque – P3



Réverbérant – P1

Figure 36. Comparaisons de détection de WID pour différents scénarios de test, montrant une correspondance parfaite entre le code Matlab et les algorithmes Python implémentés.

8.7 Discussion

8.7.1 Choix et design mécanique

Au cours du processus de développement de ce projet, plusieurs prototypes ont été conçus, mis en œuvre et testés jusqu'à ce qu'une version "fonctionnelle" soit enfin réalisée. Comme on peut le voir sur la Figure 30, le tout premier dispositif a donné naissance au concept de "dispositif à oreille ouverte" (OED), mais il était loin d'être une solution réelle et pratique. Même si la transparence acoustique parfaite pour l'OED n'a pas été pleinement atteinte, principalement en raison des limitations des outils et matériaux technologiques actuels, la conception finale s'est avérée – après plusieurs tests sur des sujets humains – être très stable mécaniquement et

également robuste. Les améliorations du prototype ont pris en compte des caractéristiques importantes telles que la possibilité d'ajustement du dispositif au conduit du porteur, le confort perçu par ce dernier, ainsi que les exigences relatives à la précision des mesures acoustiques effectuées et, point majeur, au positionnement précis (profondeur d'insertion) du microphone intraauriculaire. Des modifications et des améliorations ont été apportées jusqu'à ce qu'une solution acceptable soit trouvée. Le développement de l'OED a fourni les connaissances nécessaires à la conception du protecteur dosimétrique (CEP). Le dispositif de CEP était également requis pour le processus d'identification MEC. Les mesures avec la conception initiale ont malheureusement montré la difficulté d'obtenir un MEC stable et fiable compte tenu de l'atténuation importante du bouchon (Bonnet, 2019). Des modifications ont ainsi dû être apportées à la conception. Une solution à ce problème a été imaginée en créant un mécanisme de fuite contrôlable (évent acoustique) de longueur idéale pouvant être refermé de façon étanche après l'étalonnage et la mesure de la correction MEC.

8.7.2 Choix du langage de programmation

En ce qui concerne le langage de programmation à utiliser pour ce système de mesure, le choix de Python était basé sur sa capacité à traiter des algorithmes en temps réel, offrant ainsi la fiabilité et la rapidité requises pour l'implémentation temps réel des fonctions de traitement du signal nécessaires. Ces caractéristiques réduisaient les efforts requis pour élaborer un nouveau code et, par conséquent, raccourcissaient le temps nécessaire pour atteindre l'objectif final de ce travail. De plus, Python est largement utilisé et bénéficie d'un soutien très fort de la part de la communauté avec de nombreuses bibliothèques audio, mathématiques et acoustiques déjà développées et disponibles, libres de droits. L'environnement Python fournit également des ressources pour développer une interface utilisateur (GUI), qui a été implémentée pour la procédure d'étalonnage à l'aide du package PyQtGraph. Lors du processus d'étalonnage, il était nécessaire de disposer d'une application permettant d'acquérir et de traiter les signaux audionumériques provenant des microphones des dispositifs intraauriculaires. Encore une fois, une interface graphique fournissant aux utilisateurs les options permettant de définir certains paramètres, tels que le type de périphérique (OED ou CEP), les pondérations fréquentielles A ou C, le facteur de bissection, le niveau de seuil pour le calcul de la dose, a été développée. De plus, une option d'enregistrement de fichiers audionumériques .WAV au format PCM a été rendue disponible.

8.7.3 Portée des tests de validation effectués

La stratégie de test adoptée a constitué principalement à vérifier que des résultats identiques à ceux présentés dans le travail original de Bonnet (2019) pouvaient être obtenus. Bien que seules des données de laboratoire aient été collectées avec ce système jusqu'à présent, il a été démontré qu'il s'agissait d'un outil très puissant pour la mesure dosimétrique de l'exposition au bruit et il est envisageable que les 2 prototypes fonctionnels mis à la disposition de l'IRSST à l'issue de ce projet puissent maintenant servir à une validation « terrain » de cette approche dosimétrique originale.

8.8 Conclusions et retombées de l'activité

Le travail présenté dans cette partie du rapport visait à développer, en pratique, une solution complète – matérielle et logicielle – capable d'effectuer les différentes calibrations, mesures de corrections acoustiques et calculs proposés dans le travail doctoral de Bonnet. Au final, bien que des améliorations puissent être apportées (p. ex. : réduire la distance entre le microphone de référence et l'entrée de la fuite), cet objectif aura été complètement satisfait, et deux appareils de mesure, une oreillette transparente et un bouchon dosimétrique ont été conçus, validés et sont maintenant à la disposition de l'IRSST. Ils pourraient être utilisés pour des projets de recherche visant à valider l'utilisation terrain de la méthode dosimétrique proposée dans ce projet.

Il est également intéressant de noter qu'un article de conférence a aussi été soumis par l'étudiant à la maîtrise, Marcos Nogarolli, pour le congrès « International Congress on Sound and Vibration ICSV26 ».

Finalement, un dépôt de brevet provisoire avait été fait le 9 mai 2018, sous la référence No. 62/669,177, tandis qu'une demande PCT de protection par brevet est en cours. La compagnie québécoise EERS Global Technologies Inc. s'est montrée intéressée par la technologie développée au cours de ce projet. Une entente de cession de propriété intellectuelle est en cours de finalisation entre l'ÉTS et l'IRSST afin de permettre à cette compagnie québécoise d'utiliser les technologies développées au sein de ses produits de protection auditive avancée et ainsi permettre aux milieux de travail québécois de mieux évaluer les expositions sonores des travailleurs industriels.

9. DISCUSSION

Ce rapport présente les méthodes, outils et connaissances développés pour permettre une mesure individuelle de l'exposition sonore effective intraauriculaire en milieu de travail. À travers la section 9.1, une synthèse des développements scientifiques réalisés est exposée. La section 9.2 traite quant à elles des retombées probables des travaux présentés dans ce rapport.

9.1 Synthèse des développements scientifiques

Cette section présente une vision globale des développements scientifiques réalisés, en réponse aux objectifs de recherche mentionnés à la section 3. Après un énoncé détaillé des avancées, recommandations et perspectives de travail associées à chaque développement scientifique (sections 9.1.1 à 9.1.3), ces derniers sont résumés dans le tableau récapitulatif inclus dans la section 9.1.4. Un schéma général de la méthode avec protecteur de type « bouchon » est également présenté à la section 9.1.5

9.1.1 Critère de risque auditif en oreille occluse

L'étude de l'impact d'une occlusion du conduit auditif sur la sensibilité auditive répond au premier objectif de ce projet de recherche.

Avancées

Comme présenté au chapitre 4, ce projet a permis de mesurer l'influence d'une occlusion du conduit auditif sur la sonie. Les tests d'égalisation de sonie effectués sur 18 sujets humains ont permis une comparaison, à sonie égale, des niveaux de pression acoustique au tympan en oreille occluse et en oreille non occluse. D'après les résultats obtenus et une vaste analyse de la littérature, il s'avère que non seulement le fait de porter un bouchon d'oreille n'a pas d'impact sur la sonie (pour une pression acoustique donnée au tympan), mais que ce constat s'applique également pour d'autres types de protection auditive. Pour un niveau de pression tympanique donné, le risque de dommages auditifs serait en fait indépendant du type de charge acoustique appliquée au conduit auditif : oreille ouverte, port de bouchons d'oreille, port d'un casque ou d'une double protection.

Limites et recommandations

Les résultats de l'étude s'appliquent uniquement à la sonie, qui n'est qu'une des composantes pouvant décrire la sensibilité auditive. D'autres études (Gallagher *et al.*, 2014; Theis *et al.*, 2012), dont les résultats demeurent inexpliqués, ont mis en avant une possible influence de l'occlusion du conduit auditif sur le déplacement temporaire du seuil (DTS) auditif. De plus, la présente étude se limite à un seul type de bouchons d'oreille, et à une insertion peu profonde de ce dernier. Les résultats obtenus et les liens établis avec la littérature sur le sujet laissent toutefois penser qu'une pondération acoustique devant refléter un éventuel changement de sensibilité auditive en oreille occluse n'est actuellement pas souhaitable dans le cadre d'une utilisation des dosimètres intraauriculaires (DIA), étant donné qu'une telle pondération pourrait avoir comme incidence de sous-estimer l'exposition sonore effectivement reçue par le porteur.

Perspectives

Pour confirmer les résultats présentés à la section 4.2, la présente étude devrait être reproduite avec des bouchons d'oreille différents ou en insérant les bouchons plus profondément dans le conduit auditif. Alternativement, il serait intéressant de répéter l'expérience de Völk et Fastl (2011) en remplaçant le casque d'écoute par des écouteurs intraauriculaires, afin de comparer la sonie induite par un haut-parleur classique et celle induite par les écouteurs auxquels on appliquerait une synthèse binaurale (pour reproduire à l'identique les signaux acoustiques intraauriculaires obtenus au moyen du haut-parleur classique). Finalement, des tests semblables à ceux de Gallagher *et al.* (2014) devraient être effectués afin de confirmer ou non l'influence d'une occlusion du conduit auditif sur le DTS.

9.1.2 Corrections acoustiques individuelles

Le développement d'une méthode permettant de déterminer les corrections acoustiques individuelles requises pour faire équivaloir les niveaux de pression acoustique mesurés dans l'oreille aux niveaux de bruit en champ libre utilisés dans les normes et réglementations répond au deuxième objectif du présent projet de recherche.

Avancées

Comme présenté au chapitre 5, ce projet a permis le développement d'une méthode de calibration individuelle et *in situ* des DIA. Cette méthode permet d'identifier, pour un individu donné portant un DIA donné, la correction MEC qui relie les niveaux de pression acoustique mesurés dans le conduit auditif aux niveaux de pression au tympan. La connaissance des niveaux de pression acoustique au tympan rend ensuite possible l'utilisation de fonctions de transfert moyennes, telles que celles définies dans la norme ISO 11904-1, pour la conversion des niveaux d'exposition sonore en champ libre et la comparaison aux limites d'exposition en vigueur dans les différentes normes et réglementations. De plus, les résultats préliminaires obtenus avec des prototypes spécialement conçus dans le cadre de ce projet de recherche montrent que l'approche proposée peut s'appliquer aussi bien en oreille ouverte (non protégée) que dans le cas d'une protection effectuée au moyen de bouchons d'oreille ou d'un casque antibruit. La méthode proposée repose sur l'utilisation d'un doublet microphonique intégré soit à une oreillette de mesure (pour une mesure effectuée en oreille ouverte ou sous un casque), soit à un bouchon dosimétrique (pour une mesure effectuée sous un bouchon d'oreille). La calibration s'effectue lorsque le système est en place dans l'oreille de l'individu, en comparant ponctuellement la réponse fréquentielle du microphone de mesure avec celle d'un microphone de référence situé à proximité de l'entrée du conduit auditif. Dans le cas du bouchon dosimétrique, cette comparaison s'effectue lorsque ce dernier est « ouvert » au moyen d'un système de fuite acoustique pouvant être refermé par la suite.

Limites et recommandations

Une des principales limites de cette méthode est l'incertitude liée à un éventuel déplacement du système dans le conduit auditif, lequel tend à modifier la correction MEC en raison d'un changement de positionnement du microphone de mesure. De par le caractère ponctuel dans le temps de la procédure de calibration, il est en effet possible que la correction MEC déterminée à un moment donné diffère de sa valeur réelle à des instants différents, en particulier pendant et après un éventuel retrait du système. Dans le cas du bouchon dosimétrique, un tel retrait peut être fréquent en raison de la gêne que peut engendrer l'atténuation du protecteur pour

communiquer, ce qui entraîne nécessairement une erreur de mesure liée à une position retirée du microphone de mesure lorsque le bouchon est porté à l'extérieur du conduit auditif. Cette erreur peut néanmoins être réduite par l'ajout d'un crochet d'oreille sur le système et en utilisant l'approche décrite au chapitre 5.

Une autre limite de la méthode vient du fait que la correction MEC déterminée par calibration ne soit pas valide dans le cas de bruits induits par le porteur lui-même. On montre cependant que le fait d'appliquer la correction MEC sans distinction particulière quant à la provenance des bruits mesurés n'a généralement que peu d'impact sur les niveaux globaux et la dose de bruit mesurés.

Il existe également une limite liée à l'atténuation des protecteurs auditifs, si celle-ci est suffisamment grande pour que la transmission des ondes sonores à l'oreille interne se fasse majoritairement par conduction osseuse (BC). Un tel phénomène peut se produire lors du port de bouchons d'oreille offrant une atténuation très importante, et est particulièrement courant dans le cas d'une double protection auditive. Il est possible d'inclure la limite BC dans l'exposition sonore mesurée au moyen du bouchon dosimétrique (Bonnet, 2019). Cette méthode ne s'applique cependant pas à des individus évoluant principalement dans des milieux extérieurs ou peu réverbérants, pour lesquels il faudra d'abord s'assurer, lors de la calibration, que l'atténuation du bouchon ne dépasse pas la limite BC. Cette vérification peut s'effectuer par une simple comparaison des niveaux sonores mesurés par le microphone de mesure et le microphone de référence lorsque le bouchon est dans sa configuration « fermée ». En outre, l'approche décrite dans ce rapport s'applique à une protection effectuée uniquement au moyen de bouchons d'oreille, et ne permet pas de prendre en compte la conduction osseuse dans le cas d'une double protection auditive.

Aussi, les prototypes développés et présentés dans ce rapport l'ont été essentiellement à des fins de recherche, et ne sont pas forcément adaptés à un usage intensif sur le terrain. Dans le cas du bouchon dosimétrique, une des limites concerne la trop grande distance entre le microphone de référence et l'entrée du tube qui sert à « ouvrir » le bouchon. Pour pallier ce problème, l'individu équipé du bouchon dosimétrique peut effectuer une rotation dans le plan azimutal pendant la calibration, ce qui revient à limiter l'influence des écarts de pression acoustique pouvant exister entre le microphone de référence et l'entrée du tube.

Enfin, il est à noter que la méthode proposée permet seulement d'obtenir des niveaux de bruit individualisés au tympan, bien que les limites d'exposition exprimées dans les différentes normes et réglementations soient généralement référencées en champ libre. Et si la connaissance des niveaux de pression tympaniques justifie l'utilisation des fonctions de transfert moyennes, l'utilisation de telles corrections revient néanmoins à perdre en partie les bénéfices d'une mesure individuelle. Cependant, l'hypothèse couramment acceptée selon laquelle le risque auditif est davantage lié aux niveaux de pression tympaniques qu'aux niveaux de pression en champ libre, combinée à une probable popularisation des DIA, laisse croire que les directives actuelles pourraient être à l'avenir révisées afin d'inclure des critères de risque définis directement au tympan.

Perspectives

En raison du caractère non occlusif de l'oreillette de mesure, celle-ci peut être amenée à bouger plus facilement dans le conduit auditif à la suite de mouvements du porteur. La procédure d'identification du facteur de correction MEC décrite à la section 5.1.4 ne nécessitant d'apporter aucune modification à l'oreillette, il est permis d'espérer que cette procédure puisse à l'avenir être

implémentée en temps réel et sans aucune intervention de la part du porteur. À condition de pouvoir distinguer la provenance – interne ou externe – des bruits mesurés dans le conduit auditif, la calibration pourrait être effectuée à l'aide d'une comparaison en temps réel des signaux du microphone de mesure et du microphone de référence en l'absence de perturbations de la part du porteur, et lorsque les niveaux de bruit ambiant couvrent suffisamment la plage de fréquences à calibrer. Une telle approche permettrait de réduire considérablement l'incertitude liée aux déplacements de l'oreillette dans le cas d'une mesure effectuée en oreille ouverte ou sous casque. La méthode permettant de détecter les perturbations du porteur en oreille non occluse doit néanmoins faire l'objet de recherches supplémentaires.

L'inclusion de la limite BC dans la mesure de l'exposition au bruit est essentielle pour des individus équipés de protecteurs auditifs procurant une atténuation très importante. L'approche décrite par Bonnet (2019) ne s'appliquant qu'à une protection effectuée uniquement au moyen de bouchons d'oreille, d'autres recherches sont nécessaires afin de développer une méthode et une instrumentation capables d'identifier les corrections acoustiques requises dans le cas d'une double protection auditive.

Concernant une éventuelle amélioration des prototypes à des fins d'usage industriel, il est suggéré de réduire la distance entre le microphone de référence et l'entrée du tube qui sert à « ouvrir » le bouchon. Une distance de seulement deux à trois millimètres devrait permettre d'appliquer la procédure de calibration susmentionnée à des individus immobiles, et ce quel que soit le champ acoustique utilisé, ce qui aurait pour effet de faciliter sa mise à l'œuvre dans les milieux de travail.

9.1.3 Distinction des perturbations sonores induites par le porteur

Ce développement scientifique répond au troisième objectif présenté dans ce rapport, soit le développement d'une méthode permettant de distinguer, dans le cadre d'une mesure de l'exposition sonore par DIA, la contribution des bruits du porteur de celle des bruits en provenance de l'environnement.

Avancées

Comme présenté au chapitre 6, ce projet a permis le développement d'une méthode afin de distinguer, et d'exclure au besoin, la contribution des bruits induits par le porteur dans le cas d'une protection effectuée au moyen de bouchons d'oreilles. En plus de ne nécessiter qu'une puissance de calcul relativement faible, cette méthode fait également appel à l'utilisation d'un doublet microphonique et peut très bien s'effectuer au moyen du bouchon dosimétrique présenté dans ce rapport. L'approche proposée, qui repose sur une analyse de la cohérence entre les signaux des deux microphones, offre l'avantage de détecter aussi bien les bruits de parole que les autres perturbations sonores pouvant provenir du porteur (bruits de mastication, sifflements, reniflements, etc.) ou d'une interaction entre ce dernier et l'instrument de mesure (chocs sur l'oreillette, bruits liés au frottement ou mouvement des câbles de mesure), sans pour autant détecter les bruits ou la parole des autres individus. Enfin, les résultats obtenus montrent que la détection de ces perturbations est également efficace lorsque le bouchon procure une atténuation faible en raison d'une mauvaise insertion dans le conduit auditif.

Limites et recommandations

Si l'approche proposée permet de détecter efficacement les perturbations internes du porteur, l'exclusion de ces perturbations de l'exposition au bruit mesurée s'avère plus délicate. Malgré des résultats convaincants obtenus pour des bruits stationnaires, l'hypothèse de niveau continu utilisée peut amener à sous-estimer l'exposition sonore effectivement reçue par un individu en présence de bruits impulsifs. La méthode proposée n'est donc pas recommandée, dans sa forme originelle, pour des environnements présentant une proportion élevée de bruits impulsifs ou fortement intermittents. Par ailleurs, cette méthode ne peut, dans son état actuel, couvrir d'autres types de protection auditive tels que le casque antibruit ou la double protection.

Par ailleurs, si la littérature montre que le système auditif humain est moins sensible à certaines de ces perturbations sonores (voix, déglutition, mastication) qu'à des bruits externes d'intensité équivalente (Borg et Counter, 1989; Mukerji *et al.*, 2010), les connaissances actuelles ne permettent pas encore de savoir en quelles proportions ces bruits devraient être inclus ou exclus de l'exposition sonore mesurée. Par conséquent, il est recommandé d'effectuer la mesure de l'exposition simultanément avec et sans la contribution de ces perturbations sonores. Si la dose de bruit obtenue en excluant cette contribution supplémentaire a le mérite d'être plus facilement comparable aux valeurs pouvant être mesurées à l'aide des technologies de mesure classiques (sonomètre, dosimètre de bruit), l'inclusion de ces perturbations peut amener à la collecte de données indispensables pour des recherches visant à mieux définir le risque auditif inhérent aux bruits correspondants.

Perspectives

Des recherches supplémentaires sont requises afin d'adapter l'approche développée à d'autres types de protecteurs auditifs. On suggère, par exemple, que l'utilisation d'un filtre adaptatif pourrait permettre d'optimiser les paramètres de détection de la méthode dans le cas d'une double protection auditive. En revanche, aucune méthode n'a pour l'instant été développée dans le but de distinguer les perturbations induites par le porteur lorsque celui-ci ne porte pas de protecteurs auditifs (oreille ouverte). Une telle méthode pourrait par exemple faire appel aux algorithmes de reconnaissance vocale.

D'autre part, les résultats présentés à la section 6.2 ont été obtenus dans des conditions de laboratoire et sur des participants immobiles. Afin de confirmer la méthode et les paramètres d'utilisation, des tests préliminaires ont récemment été effectués sur des individus en mouvement et dans des conditions plus proches de celles rencontrées en milieux industriels (Bonnet, Nélisse, Nogarolli et Voix, 2019).

Finalement, l'intégration d'algorithmes visant à détecter les bruits à caractère impulsif, de manière à inclure ceux-ci dans l'exposition sonore mesurée, pourrait conduire à une applicabilité de la méthode indépendamment du type de bruits mesuré. De tels algorithmes ne nécessitent pas une puissance de calcul importante et peuvent, par exemple, faire appel à une dérivée discrète du signal, à une analyse de la valeur moyenne quadratique du signal ou encore à des modèles autorégressifs (Kauppinen, 2002). De tels travaux nécessitent aussi d'adapter l'instrumentation utilisée (plage dynamique des microphones, pression acoustique de crête, etc.) et les formules de mesure du niveau d'exposition $L_{\mathrm{ex,T}}$ afin d'intégrer correctement ces bruits impulsifs dans l'exposition mesurée (Kardous *et al.*, 2005).

9.1.4 Tableau récapitulatif

Le Tableau 5 résume les développements scientifiques énoncés ci-dessus, en associant pour chacun de ces développements un niveau d'avancement et un prototype pour les quatre conditions de protection auditive les plus courantes : oreilles ouvertes (non protégées), port de bouchons protecteurs, port d'un casque antibruit et port d'une double protection.

Tableau 5. Résumé des développements scientifiques et du prototype associés à chaque condition de port de protecteurs auditifs

	Critère de risque auditif	Corrections acoustiques individuelles	Distinction des perturbations du porteur	Prototype
Oreille ouverte	Disponible	Réalisé	Non réalisé	Oreillette de mesure
Bouchon	Réalisé	Réalisé	Réalisé	Bouchon dosimétrique
Casque antibruit	Disponible	Réalisé	Incomplet	Oreillette de mesure
Double protection	Réalisé	Incomplet	Incomplet	Bouchon dosimétrique

Disponible : développement scientifique déjà disponible dans la littérature
Réalisé : développement scientifique réalisé, et dont les résultats attestent qu'il pourrait être prêt à l'utilisation
Incomplet : développement scientifique abordé, mais qui nécessite des améliorations importantes
Non réalisé : développement scientifique non abordé

9.1.5 Schéma global de la méthode avec protecteur de type bouchon

Comme le montre le Tableau 5, certaines avancées réalisées au cours de ce projet de recherche ne permettent pas de couvrir toutes les conditions de port de protecteurs auditifs. Néanmoins, dans le cas d'une protection effectuée uniquement au moyen de bouchons d'oreille, l'ensemble des méthodes développées a démontré des résultats suffisants pour qu'une mise en application sur le terrain de ces méthodes puisse être envisagée. Cette mise en pratique doit donc être effectuée au moyen d'un bouchon dosimétrique semblable au prototype présenté dans le rapport, et permettre de regrouper l'ensemble des méthodes et algorithmes présentés dans les chapitres 4 à 7. La Figure 37 présente un schéma global de ces méthodes mutualisées en un seul et même processus, lequel permet d'estimer les niveaux d'exposition sonore effective au tympan (L_{EXP}) en tenant compte : 1) des perturbations sonores induites par le porteur; 2) d'un éventuel retrait du protecteur et 3) de la conduction osseuse, dans le cas où le bouchon procurerait une atténuation très importante. Au besoin, ces niveaux peuvent ensuite être convertis en champ libre à l'aide des corrections de la norme ISO 11904-1.

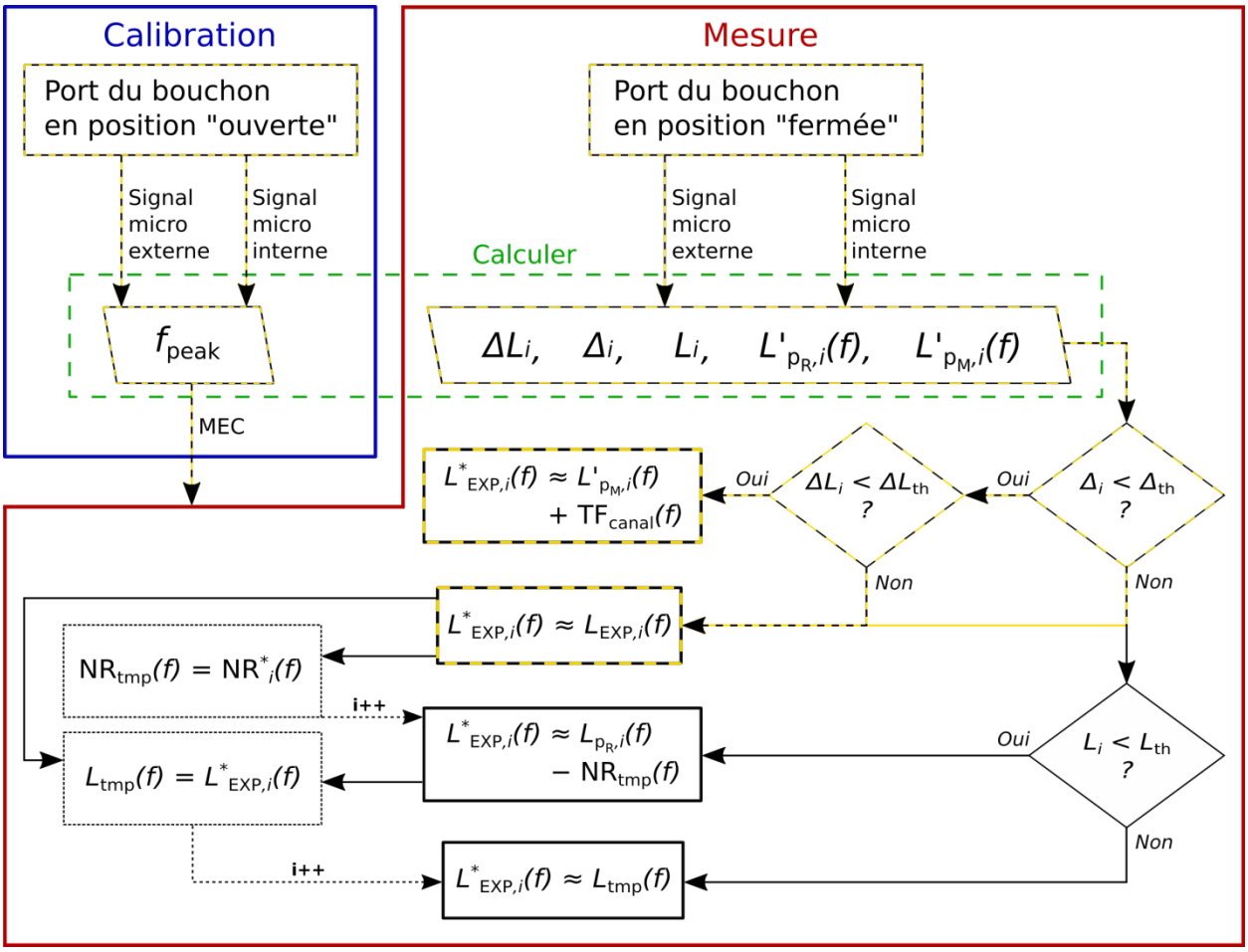


Figure 37. Schéma global de la méthode avec protecteur auditif de type bouchon. La calibration du bouchon dosimétrique se fait en position « ouverte » et permet d'obtenir la correction MEC pour l'individu en question. Une fois calibré, le bouchon est utilisé en position « fermée », et permet d'estimer les niveaux d'exposition sonore effective au tympan (L_{EXP}), en tenant compte : 1) des perturbations sonores induites par le porteur; 2) d'un éventuel retrait du protecteur; 3) de la conduction osseuse. Le chemin en jaune correspond au trajet à emprunter si on souhaite inclure les perturbations du porteur, tandis que le chemin en noir exclut ces perturbations de l'exposition mesurée.

Afin d'interpréter correctement la Figure 37, il convient de rappeler que le niveau L_{EXP} doit être calculé à partir de l'équation (22) ou de l'équation (23), pour des individus évoluant principalement dans des environnements peu réverbérants (dans ce dernier cas, la conduction osseuse n'est pas prise en compte). NR* représente la réduction au bruit du bouchon, qui tient compte à la fois de la correction MEC et de la conduction osseuse, et s'obtient par la relation :

$$NR^* = -10\log\left[10^{(L'_{pM}-L'_{pR}+MEC)/10} + 10^{(TFOE-TF'_{ext}-BC)/10}\right] \quad (24)$$

Pour des milieux peu réverbérants, il est cependant recommandé de calculer NR* sans tenir compte de la conduction osseuse, autrement dit au moyen de l'équation suivante :

$$\mathrm{NR}^{*} = L'_{\mathrm{p}_R} - L'_{\mathrm{p}_M} - \mathrm{MEC} \quad \textbf{(25)}$$

Afin de détecter un éventuel retrait du protecteur, on définit ΔL comme étant la différence minimale mesurée entre les niveaux de bruit L'_{p_R} et L'_{p_M} pour une fréquence située entre 2 et 2,6 kHz. ΔL_{th} est le seuil en dessous duquel on considère que le protecteur est retiré du conduit auditif. Pour des niveaux de bruit mesurés en bandes de 1/12e d'octave, il est recommandé de fixer la valeur de ΔL_{th} à -7 dB. Les valeurs des autres paramètres et constantes sont données à l'annexe A.

9.2 Retombées

9.2.1 Retombées scientifiques

Sur le plan scientifique, ce travail a permis d'enrichir considérablement les connaissances à propos d'une éventuelle influence de la charge acoustique appliquée au conduit auditif sur la sensibilité auditive. La revue de la littérature et les résultats présentés au chapitre 4 concernant la sonie en oreille occluse vont dans le même sens que nombre d'études sur le sujet, et consolident la thèse selon laquelle le risque de dommages auditifs induit par un niveau de pression acoustique donné au tympan est indépendant du fait d'occlure ou non le conduit auditif. À travers les sciences de l'audition, ces découvertes ont un impact conséquent non seulement sur la dosimétrie intraauriculaire, mais aussi sur la protection auditive et l'ensemble des technologies intraauriculaires (écouteurs, aides auditives).

Les méthodes de mesure décrites dans ce rapport permettent d'estimer les niveaux de pression acoustique reçus au tympan par un individu sur son lieu de travail, tout en distinguant la contribution des perturbations sonores induites par celui-ci de celle des bruits en provenance de l'environnement dans lequel il évolue. À long terme, l'intégration de ces deux aspects permettra la collecte de données extrêmement bénéfiques pour la recherche. Combinées à des examens audiométriques ou à d'autres tests de dépistage auditif des individus, ces méthodes amèneront à mieux comprendre les relations de cause à effet entre le contenu sonore et l'origine des bruits qui parviennent au tympan et les risques associés de dommages auditifs.

9.2.2 Retombées industrielles

Sur le plan des retombées industrielles et de la santé et sécurité au travail, ces travaux permettront une meilleure évaluation de l'exposition sonore en milieu de travail, en palliant les difficultés liées à la mesure de l'exposition au bruit d'individus soumis à des niveaux sonores imprévisibles ou portant des protecteurs auditifs. Les méthodes et l'instrumentation mises en place amèneront à mieux évaluer les environnements sonores dans lesquels évoluent les travailleurs afin de cibler plus précisément des pistes de solutions pour réduire l'exposition nuisible, que ce soit des solutions de contrôle du bruit à la source, d'aménagement des horaires de travail ou d'optimisation des protecteurs auditifs.

Ce projet devrait aussi avoir des répercussions importantes en matière de normalisation des mesures de l'exposition au bruit et de détermination des facteurs de risque des populations liées aux données épidémiologiques actuelles. En raison d'une diminution du nombre de contraintes

associées aux DIA, les normes techniques telles que la CSA Z107.56 ou la ANSI S1.25 pourraient être révisées en conséquence et inclure davantage de recommandations concernant une mesure effectuée directement dans le conduit auditif. Quant aux données épidémiologiques existantes, lesquelles sont basées sur des niveaux d'exposition mesurés en champ libre, celles-ci pourront à long terme être redéfinies afin de déterminer plus précisément les facteurs de risque pour une population de travailleurs donnée, ou même pour un travailleur pris individuellement.

9.2.3 Retombées technologiques

D'un point de vue des retombées technologiques, ce projet aura permis le développement de deux prototypes, et d'un brevet d'invention provisoire portant sur les méthodes présentées dans le rapport (Bonnet, Voix, Nélisse et Nogarolli, 2018). Le premier prototype est un bouchon protecteur instrumenté permettant la mesure de l'exposition sonore intraauriculaire sous un bouchon d'oreille. Le second prototype est une oreillette instrumentée permettant la mesure de l'exposition sonore intraauriculaire en oreille non protégée ou sous un casque. Ainsi que le dictent les objectifs de ce projet de recherche, ces deux prototypes seront prochainement déployés au sein d'un appareil de mesure embarqué intégrant, grâce au développement des algorithmes en temps réel sur un processeur numérique, l'ensemble des fonctionnalités décrites dans ce rapport. Un tel système, lequel est rendu possible par la faible complexité des algorithmes de mesure développés, s'inscrit dans les tendances actuelles de développement de protecteurs électroniques, tels que les casques actifs à contrôle de bruit ou les casques électroniques à atténuation variable, mais combine des fonctionnalités de mesure de la dose de bruit tout à fait inédites dans le domaine.

10. CONCLUSION

Ce projet de recherche visait à développer une nouvelle méthode de mesure intraauriculaire de l'exposition sonore de travailleurs portant ou non des protecteurs auditifs dans des conditions réelles de travail, par le biais du développement d'une instrumentation et d'algorithmes permettant de mesurer l'exposition sonore intraauriculaire. Tous les sous-objectifs associés ont été menés à bien. Du point de vue théorique, le développement de nouvelles approches de calibration et de mesure des niveaux de pression acoustique en conduit auditif occlus a été réalisé. Du point de vue pratique, le développement de deux prototypes a été réalisé avec succès : une « oreillette de mesure », instrumentée pour la mesure de l'exposition sonore en oreille ouverte (non protégée) ou sous un casque antibruit; un « bouchon dosimétrique », instrumenté pour la mesure de l'exposition sonore sous un protecteur de type bouchon ou sous une double protection auditive (ensemble « bouchons + casque antibruit »). Par ailleurs, l'ensemble de cette approche et des nouveaux dispositifs ont été validés en laboratoire, en simulant et en recréant diverses conditions de bruit typiques des milieux de travail.

Les retombées de ce projet sont nombreuses, et touchent aux domaines scientifiques, techniques et de la santé et sécurité au travail.

Sur le plan scientifique, ce travail a permis d'enrichir considérablement les connaissances à propos d'une éventuelle influence de la charge acoustique appliquée au conduit auditif sur la sensibilité auditive. Par ailleurs, les méthodes de mesure décrites dans ce rapport permettent d'estimer les niveaux de pression acoustique reçus au tympan par un individu sur son lieu de travail, tout en distinguant la contribution des perturbations sonores induites par celui-ci de celle des bruits en provenance de l'environnement dans lequel il évolue. À long terme, l'intégration de ces deux aspects permettra la collection de données extrêmement bénéfiques pour la recherche, en amenant les chercheurs à mieux comprendre les relations de cause à effet entre le contenu sonore et l'origine des bruits qui parviennent au tympan et les risques associés de dommages auditifs.

Sur le plan technologique, ce projet aura permis le développement de deux prototypes fonctionnels. L'un est un bouchon protecteur instrumenté permettant la mesure de l'exposition sonore intraauriculaire sous un bouchon d'oreille, l'autre est une oreillette instrumentée permettant la mesure de l'exposition sonore intraauriculaire en oreille non protégée ou sous un casque. Ces deux prototypes, constitués d'une paire d'oreillettes et d'une plate-forme d'acquisition, sont à la disposition des chercheurs impliqués et faciliteront grandement la conduite d'études terrain nécessitant une mesure en temps réel des expositions sonores de travailleurs. Par ailleurs, les prototypes développés sont originaux et présentent plusieurs innovations d'importance que l'ÉTS a jugé bon de protéger par brevet. Un brevet d'invention provisoire portant sur les méthodes et prototypes a d'ores et déjà été déposé, tandis que l'écriture du brevet final est en cours et qu'une entente de licence commerciale est intervenue entre l'ÉTS et l'IRSST.

Sur le plan de la santé et de la sécurité au travail, ces travaux permettent aux hygiénistes industriels et acteurs des programmes de prévention des pertes auditives en milieu industriel de disposer d'un nouvel outil pour évaluer l'exposition sonore en milieu de travail, en palliant les difficultés liées à la mesure de l'exposition au bruit d'individus soumis à des niveaux sonores imprévisibles et/ou portant des protecteurs auditifs. En particulier, ces outils leur permettront de mieux évaluer les environnements sonores dans lesquels évoluent les travailleurs afin de cibler plus précisément des pistes de solutions pour réduire l'exposition nuisible, que ce soit des

solutions de contrôle du bruit à la source, d'aménagement des horaires de travail ou d'optimisation des protecteurs auditifs. Par ailleurs, les importantes contributions théoriques faites dans le domaine de la dosimétrie intraauriculaire vont pouvoir bénéficier à très court terme aux différentes normes techniques régissant les mesures d'exposition sonore, telle la CSA Z107.56. En particulier, une démarche est en cours auprès du groupe de travail américain responsable de la norme ANSI S1.25, afin que les DIA puissent être reconnus comme une alternative intéressante, voire supérieure, aux méthodes actuellement reconnues. Finalement, il est permis d'espérer que des campagnes de mesure d'importance et des études longitudinales permettront de réévaluer les données épidémiologiques existantes, sur lesquelles sont basés les niveaux limites d'exposition mesurés en champ libre, afin de les adapter pour des mesures intraauriculaires en tenant compte, ou pas, des bruits induits par les porteurs. De telles études permettront à long terme de redéfinir la législation en place et les niveaux limites, en prenant en compte plus précisément les facteurs de risque pour une population de travailleurs donnée, ou même pour un travailleur pris individuellement.

Au final, ce projet apporte une contribution majeure pour une meilleure évaluation de l'exposition sonore, laquelle est essentielle afin d'identifier et d'évaluer des solutions correctives pour protéger adéquatement les travailleurs, aussi bien par des mesures collectives (réduction du bruit à la source) que des mesures de protection individuelle (port de protecteurs auditifs). L'important travail mené dans le cadre de ce projet contribue donc de façon directe et indirecte à une meilleure protection des nombreux travailleurs qui sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'endommager leur audition.

BIBLIOGRAPHIE

ANSI. (2007). *Specifications for personal noise dosimeters*. Norme ANSI S1.25-1991. Washington, DC: ANSI.

ANSI. (2010). *Methods for the measurement of insertion loss of hearing protection devices in continuous or impulsive noise using microphone-in-real-ear or acoustic test fixture procedures.* Norme ANSI S12.42. Washington, DC: ANSI.

ANSI. (2014). *Electroacoustics: Sound level meters: Part 1: Specifications*. Norme ANSI S1.4. Washington, DC: ANSI.

ANSI. (2016a). *Estimation of noise-induced hearing loss: Part 1: Method for calculating expected noise-induced permanent threshold shift*. Norme ANSI S3.44. Washington, DC: ANSI.

ANSI. (2016b). *Measurement of occupational noise exposure*. Norme ANSI S12.19. Washington, DC: ANSI.

AS/NZS. (2005). *Occupational noise managemen*t: *Measurement and assessment of noise immission and exposure*. Norme AS/NZS 1269.1. Sydney, Australie: AS/NZS.

Ballachanda, B. (2013). *The human ear canal* (2e éd.). San Diego, CA: Plural Publishing.

Bassney, E., Rabinowitz, P. M., Neitzel, R., Galusha, D., Sayler, S., Alexander, A., . . . Dixon-Ernst, C. (2014). *Simultaneous measurement of at ear and shoulder noise exposures*. Communication présentée au National Hearing Conservation Association Annual Conference 2014, Las Vegas, NV.

Baughn, W. L. (1973). *Relation between daily noise exposure and hearing loss based on the evaluation of 6,835 industrial noise exposure cases*. Fort Belvoir, VA: Defense Technical Information Center.

Benacchio, S., Doutres, O., Le Troter, A., Varoquaux, A., Wagnac, E., Callot, V. et Sgard, F. (2018). Estimation of the ear canal displacement field due to in-ear device insertion using a registration method on a human-like artificial ear. *Hearing Research*, *365*, 16-27. doi: 10.1016/j.heares.2018.05.019

Beranek, L. L. et Vér, I. L. (1992). *Noise and vibration control engineering: Principles and applications*. New York, NY: Wiley.

Berger, E. H. (2003). *The noise manual* (5e éd.). Fairfax, VA: AIHA.

Berger, E. H. et Kerivan, J. E. (1983). Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *74*(1), 81-94.

Berger, E. H., Kieper, R. W. et Gauger, D. (2003). Hearing protection: Surpassing the limits to attenuation imposed by the bone-conduction pathways. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *114*(4), 1955-1967. doi: 10.1121/1.1605415

Berger, E. et Voix, J. (2019). Hearing protection devices. Dans D. K. Meinke, E. H. Berger, R. Neitzel, D. P. Driscoll et K. Bright (Édit.), *The noise manual* (6e éd.). Falls Church, VA: AIHA.

Beritelli, F., Casale, S., Ruggeri, G. et Serrano, S. (2002). Performance evaluation and comparison of G.729/AMR/fuzzy voice activity detectors. *IEEE Signal Processing Letters*, *9*(3), 85-88. doi: 10.1109/97.995824

Bessette, R. et Michael, K. (2012). Measure and intervene: An in-ear dosimetry method that can change an OSHA violation and internal attitudes. *Hearing Review*, *19*(4), 46-51.

Bonnet, F. (2019). *Méthode de mesure individuelle de l'exposition sonore effective intra-auriculaire en milieu de travail* (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure, Montréal, QC).

Bonnet, F., Nélisse, H., Nogarolli, M. et Voix, J. (2019). An in-ear noise dosimetry method that excludes the sounds generated by individuals wearing earplugs: Preliminary field study. Dans ICSV26 Local Committee in Montreal (Édit.), *Proceedings of the 26th International Congress on Sound and Vibration: Montreal bridges, 2019.* (,Tiré de https://www.iiav.org/content/archives_icsv_last/2019_icsv26/content/papers/papers/full_paper_1093_20190430232757731.pdf

Bonnet, F., Nélisse, H. et Voix, J. (2018). Effects of ear canal occlusion on hearing sensitivity: A loudness experiment. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *143*(6), 3574-3582. doi: 10.1121/1.5041267

Bonnet, F., Voix, J. et Nélisse, H. (2015). The opportunities and challenges of in-ear noise dosimetry. *Canadian Acoustics*, *43*(3), 80-81.

Bonnet, F., Voix, J. et Nélisse, H. (2016). Effect of ear canal occlusion on loudness perception. *Canadian Acoustics*, *44*(3), 154-155.

Bonnet, F., Voix, J. et Nélisse, H. (2017). Loudness in the occluded ear canal: Are we again missing 6 dB? *Journal of the Canadian Acoustical Association*, *45*(3), 136-137.

Bonnet, F., Voix, J., Nélisse, H. et Nogarolli, M. (2018). *Application de brevet américain no 62/669,177*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Borg, E. et Counter, S. A. (1989). The middle-ear muscles. *Scientific American*, *261*(2), 74-80. doi: 10.1038/scientificamerican0889-74

Borgh, M., Lindström, F., Waye, K. P. et Claesson, I. (2008). *The effect of own voice on noise dosimeter measurements: A field study in a day-care center environment, including adults and children*. Communication présentée au Inter-Noise 2008 : The 37th International Congress and Exposition on Noise Control Engineering, Shanghai, Chine. Tiré de http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:bth-8438

Botsford, J. H. (1967). Simple method for identifying acceptable noise exposures. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *42*(4), 810-819. doi: 10.1121/1.1910653

Brask, T. (1978). The noise protection effect of the stapedius reflex. *Acta Oto-Laryngologica*, *86*(S360), 116-117. doi: 10.3109/00016487809123490

Burns, W. et Robinson, D. W. (1970). *Hearing and noise in industry*. Londres, Angleterre: H.M.S.O.

Byrne, D. et Reeves, E. (2008). Analysis of nonstandard noise dosimeter microphone. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, *5*(3), 197-209.

Campione, E. et Véronis, J. (2002). *A large-scale multilingual study of silent pause duration*. Communication présentée au SP-2002, Aix-en-Provence, France (p. 199-202).

Chan, J. C. K. et Geisler, C. D. (1990). Estimation of eardrum acoustic pressure and of ear canal length from remote points in the canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *87*(3), 1237-1247. doi: 10.1121/1.398799

Creutzfeldt, O., Ojemann, G. et Lettich, E. (1989). Neuronal activity in the human lateral temporal lobe. II: Responses to the subjects own voice. *Experimental Brain Research*, *77*(3), 476-489. doi: 10.1007/BF00249602

CSA. (2013). *Measurement of noise exposure*. Mississauga, ON: CSA.

Davis, A., Nordholm, S. et Togneri, R. (2006). Statistical voice activity detection using low-variance spectrum estimation and an adaptive threshold. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, *14*(2), 412-424. doi: 10.1109/TSA.2005.855842

Dirks, D. D., Ahlstromt, J. B. et Eisenbergt, L. S. (1996). Comparison of probe insertion methods on estimates of ear canal SPL. *Journal of the American Academy of Audiology*, *7*(1), 31-38.

Drullman, R., Festen, J. M. et Plomp, R. (1994). Effect of reducing slow temporal modulations on speech reception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *95*(5), 2670-2680. doi: 10.1121/1.409836

Duguay, P., Boucher, A. et Busque, M.-A. (2014). *Statistiques sur les maladies professionnelles au Québec*. Communication présentée au Colloque IRSST, Montréal, QC. Tiré de https://medias.irsst.qc.ca/videos/1411_au_co_HD_StatsMaladiesProf_fr_pdf.pdf

Elhilali, M., Chi, T. et Shamma, S. A. (2003). A spectro-temporal modulation index (STMI) for assessment of speech intelligibility. *Speech Communication*, *41*(2-3), 331-348. doi: 10.1016/S0167-6393(02)00134-6

Emmett, S. D. et Francis, H. W. (2015). The socioeconomic impact of hearing loss in US Adults. *Otology & Neurotology*, *36*(3), 545-550. doi: 10.1097/MAO.0000000000000562

Farsi, H., Mozaffarian, M. A. et Rahmani, H. (2009). *Improving voice activity detection used in ITU-T G.729.B*. Communication présentée au Proceedings of the 3rd WSEAS International Conference on Circuits, Systems, Signal and Telecommunications, Stevens Point, WI (p. 11-15). Tiré de http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1519489.1519490

Florentine, M., Popper, A. N. et Fay, R. R. (2011). *Loudness*. New York, NY: Springer. doi: 10.1007/978-1-4419-6712-1

Gallagher, H. L., McKinley, R. L., Theis, M. A. et Bjorn, V. S. (2014). *Calibration of an in-ear dosimeter for a single hearing protection device* (Rapport no AFRL-RH-WP-TP-2014-0002). Wright-Patterson, OH: Air Force Research Lab.

Ghosh, P. K., Tsiartas, A. et Narayanan, S. (2011). Robust voice activity detection using long-term signal variability. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, *19*(3), 600-613. doi: 10.1109/TASL.2010.2052803

Giardino, D. A. et Seiler, J. P. (1996). Uncertainties associated with noise dosimeters in mining. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *100*(3), 1571-1576. doi: 10.1121/1.416025

Giguère, C. et Woodland, P. C. (1994). A computational model of the auditory periphery for speech and hearing research. I. Ascending path. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *95*(1), 331-342. doi: 10.1121/1.408366

Gilman, S. et Dirks, D. D. (1986). Acoustics of ear canal measurement of eardrum SPL in simulators. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *80*(3), 783-793. doi: 10.1121/1.393953

Goldstein, S. W., Usher, J. et Boillot, M. A. (2014). *Brevet américain no US 8,625,819 B2*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office. Tiré de https://patentimages.storage.googleapis.com/2d/06/7b/10bd74443bbe35/US8625819.pdf

Hammershøi, D. et Möller, H. (1996). Sound transmission to and within the human ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *100*(1), 408-427. doi: 10.1121/1.415856

Hsu, C.-C., Cheong, K.-M., Chi, T.-S. et Tsao, Y. (2015). Robust voice activity detection algorithm based on feature of frequency modulation of harmonics and its dsp implementation. *IEICE Transactions on Information and Systems*, *E98.D*(10), 1808-1817. doi: 10.1587/transinf.2015EDP7138

IEC. (2002). *Electroacoustics: Sound level meters: Part 1: Specifications*. Genève, Suisse: IEC.

ISO. (2002). *Acoustics: Determination of sound emission from sound sources placed close to the ear: Part 1: Technique using a microphone in a real ear (MIRE technique)*. Norme ISO 11904-1. Genève, Suisse: ISO.

ISO. (2009). *Acoustique : détermination de l'exposition au bruit en milieu de travail : méthode d'expertise*. Norme ISO 9612:2009. Genève, Suisse: ISO.

ISO. (2013). *Acoustics: Estimation of noise-induced hearing loss*. Norme ISO 1999:2013. Genève, Suisse: ISO.

Kardous, C. A., Willson, R. D. et Murphy, W. J. (2005). Noise dosimeter for monitoring exposure to impulse noise. *Applied Acoustics*, *66*(8), 974-985. doi: 10.1016/j.apacoust.2004.11.007

Kauppinen, I. (2002). Methods for detecting impulsive noise in speech and audio signals. Dans A. N. Skodras *et al.* (Édit.), *2002 14th International Conference on Digital Signal Processing Proceedings, DSP 2002: July 1-3, 2002, Conference Centre "P.M. Nomikos", Santorini, Hellas (Greece)* (p. 967-970).. Piscataway, NJ: IEEE. doi: 10.1109/ICDSP.2002.1028251

Keefe, D. H. (1990). Woodwind air column models. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *88*(1), 35-51. doi: 10.1121/1.399911

Keidser, G., Katsch, R., Dillon, H. et Grant, F. (2000). Relative loudness perception of low and high frequency sounds in the open and occluded ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *107*(6), 3351-3357.

Killion, M. C. (1978). Revised estimate of minimum audible pressure: Where is the "missing 6 dB"? *The Journal of the Acoustical Society of America*, *63*(5), 1501-1508. doi: 10.1121/1.381844

Kringlebotn, M. (1988). Network model for the human middle ear. *Scandinavian Audiology*, *17*(2), 75-85. doi: 10.3109/01050398809070695

Kryter, K. D., Ward, W. D., Miller, J. D. et Eldredge, D. H. (1966). Hazardous exposure to intermittent and steady-state noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *39*(3), 451-464. doi: 10.1121/1.1909912

Kuhn, G. F. (1979). The pressure transformation from a diffuse sound field to the external ear and to the body and head surface. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *65*(4), 991-1000. doi: 10.1121/1.382606

Kvaløy, O., Ottesen, G. E., Henriksen, V., Stensby, S., Sørsdal, S., Pettersen, O. K. Ø. et Svean, J. (2004). *Brevet américain no US 20030165246A1*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Lamm, J. G., Berg, A. K., Künzler, C. M., Kuenzle, B. et Glück, C. G. (2011). Procedure for the steady-state verification of modulation-based noise reduction systems in hearing instruments. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing.* doi: 10.1186/1687-6180-2011-100

Lawton, B. W. et Stinson, M. R. (1986). Standing wave patterns in the human ear canal used for estimation of acoustic energy reflectance at the eardrum. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *79*(4), 1003-1009. doi: 10.1121/1.393372

Le, T. N., Straatman, L. V., Lea, J. et Westerberg, B. (2017). Current insights in noise-induced hearing loss: A literature review of the underlying mechanism, pathophysiology, asymmetry, and management options. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*, *46*. doi: 10.1186/s40463-017-0219-x

Lebeau, M. (2014). *Maladies professionnelles : impact économique au Québec*. Communication présentée au Colloque IRSST, Montréal, QC. Tiré de https://medias.irsst.qc.ca/videos/1411_au_co_HD_impactEconomique_fr_pdf.pdf

Lezzoum, N., Gagnon, G. et Voix, J. (2014). Voice activity detection system for smart earphones. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, *60*(4), 737-744. doi: 10.1109/TCE.2014.7027350

Loi sur la santé et la sécurité du travail, c. S-2.1, art. 223.

Mapes-Riordan, D. (1991). *Horn modeling with conical and cylindrical transmission line elements*. Communication présentée au Audio Engineering Society Convention 91, New York, NY. Tiré de www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=5522

Mazur, K. et Voix, J. (2012). *Development of an individual dosimetric hearing protection device*. Communication présentée au Inter-Noise 2012 : The 41st International Congress and Exposition on Noise Control Engineering, New York, NY.

Mazur, K. et Voix, J. (2013). A case-study on the continuous use of an in-ear dosimetric device. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *133*(5), 3274-3274. doi: 10.1121/1.4805325

Mesgarani, N., David, S. V., Fritz, J. B. et Shamma, S. A. (2014). Mechanisms of noise robust representation of speech in primary auditory cortex. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *111*(18), 6792-6797. doi: 10.1073/pnas.1318017111

Michel, C., Funès, A., Martin, R., Fortier, P., Girard, S. A., Deshaies, P., . . . Direction des risques biologiques et de la santé au travail. (2014). *Portrait de la surdité professionnelle acceptée par la Commission de la santé et de la sécurité du travail au Québec, 1997-2010 : troubles de l'audition sous surveillance*. Tiré de https://www.inspq.qc.ca/pdf/publications/1770_Portrait_Surdite_Professionnelle.pdf

Mukerji, S., Windsor, A. M. et Lee, D. J. (2010). Auditory brainstem circuits that mediate the middle ear muscle reflex. *Trends in Amplification*, *14*(3), 170-191. doi: 10.1177/1084713810381771

Munjal, M. L. (2014). *Acoustics of ducts and mufflers* (2e éd.). New York, NY: John Wiley & Sons.

Munson, W. A. et Wiener, F. M. (1952). In search of the missing 6 dB. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *24*(5), 498-501. doi: 10.1121/1.1906927

Murphy, W. J. et Franks, J. R. (2002). Revisiting the NIOSH criteria for a recommended standard: Occupational noise exposure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *111*(5), 2397. doi: 10.1121/1.4778162

Neitzel, R. et Seixas, N. (2005). The effectiveness of hearing protection among construction workers. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, *2*(4), 227-238. doi: 10.1080/15459620590932154

Nélisse, H., Bonnet, F. et Voix, J. (2018). *In-ear noise dosimetry: Challenges and benefits*. Communication présentée au Proceedings of the 11th European Congress and Exposition on Noise Control Engineering, Heraklion, Grèce (p. 579-584).

Nélisse, H., Gaudreau, M.-A., Boutin, J., Voix, J. et Laville, F. (2012). Measurement of hearing protection devices performance in the workplace during full-shift working operations. *Annals of Occupational Hygiene*, *56*(2), 221-232. doi: 10.1093/annhyg/mer087

Nélisse, H., Le Cocq, C., Boutin, J., Laville, F. et Voix, J. (2015). Systematic evaluation of the relationship between physical and psychoacoustical measurements of hearing protectors' attenuation. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, *12*(12), 829-844. doi: 10.1080/15459624.2015.1053893

Nelson, D. I., Nelson, R. Y., Concha-Barrientos, M. et Fingerhut, M. (2005). The global burden of occupational noise-induced hearing loss. *American Journal of industrial Medicine*, *48*(6), 446-458.

Nogarolli, M. (2019). *Development of an in-ear noise dosimetry method for application in workplaces* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, QC).

OMS. (2018). *Surdité et déficience auditive*. Tiré de https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss

Passchier-Vermeer, W. (1974). Hearing loss due to continuous exposure to steady-state broad-band noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *56*(5), 1585-1593. doi: 10.1121/1.1903482

Prashanth, K. M. et Venugopalachar, S. (2011). The possible influence of noise frequency components on the health of exposed industrial workers: A review. *Noise and Health*, *13*(50), 16-25. doi: 10.4103/1463-1741.73996

Ramirez, J., Segura, J. C., Benitez, C., de la Torre, A. et Rubio, A. (2004). Efficient voice activity detection algorithms using long-term speech information. *Speech Communication*, *42*(3–4), 271-287. doi: 10.1016/j.specom.2003.10.002

Randall, R. B. (1987). *Frequency analysis* (3e éd.). Naerum, Danemark: Brüel & Kjaer.

Robinson, D. W. et Dadson, R. S. (1956). A re-determination of the equal-loudness relations for pure tones. *British Journal of Applied Physics*, *7*(5), 166-181. doi: 10.1088/0508-3443/7/5/302

RSPSAT. (2018a). *Faits saillants sur le bruit*. Tiré de http://www.santeautravail.qc.ca/web/rspsat/dossiers/risques-physiques/bruit

RSPSAT. (2018b). *Répartition des surdités professionnelles (progressives) acceptées par la CNESST par année et taux d'incidence annuel.* Tiré de http://www.santeautravail.qc.ca/documents/13275/799c31cb-ccff-432e-bc33-3919001e8fdb

Rudmose, W. (1982). The case of the missing 6 dB. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *71*(3), 650-659. doi: 10.1121/1.387540

Ryherd, S., Kleiner, M., Waye, K. P. et Ryherd, E. E. (2012). Influence of a wearer's voice on noise dosimeter measurements. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *131*(2), 1183-1193. doi: 10.1121/1.3675941

Shaw, E. (1974). The external ear. Dans W. Keidel et W. Neff (Édit.), *Handbook of sensory physiology* (p. 455-490). Berlin, Allemagne: Springer-Verlag.

Shaw, E. A. G. (1985). *Occupational noise exposure and noise-induced hearing loss: Scientific issues, technical arguments and practical recommendations* (Rapport no 25051). Ottawa, ON: NRCC.

Shaw, E. A. G. et Stinson, M. R. (1983). The human external and middle ear: Models and concepts. Dans E. de Boer et M. A. Viergever (Édit.), *Mechanics of hearing: Proceedings of the IUTAM/ICA Symposium held at Delft University of Technology The Netherlands 13-15 July 1983* (p. 3-10). Dordrecht, Pays-Bas: Springer. doi: 10.1007/978-94-009-6911-7_1

Shera, C. A. et Zweig, G. (1991). Phenomenological characterization of eardrum transduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *90*(1), 253-262. doi: 10.1121/1.401295

Sivian, L. J. et White, S. D. (1933). On minimum audible sound fields. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *4*(4), 288-321. doi: 10.1121/1.1915608

Smalt, C. J., Lacirignola, J., Davis, S. K., Calamia, P. T. et Collins, P. P. (2017). Noise dosimetry for tactical environments. *Hearing Research*, *349*, 42-54. doi: 10.1016/j.heares.2016.11.008

Sohn, J., Kim, N. S. et Sung, W. (1999). A statistical model-based voice activity detection. *IEEE Signal Processing Letters*, *6*(1), 1-3. doi: 10.1109/97.736233

Stinson, M. R. et Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *85*(6), 2492-2503. doi: 10.1121/1.397744

Storey, L. et Dillon, H. (2001). Estimating the location of probe microphones relative to the tympanic membrane. *Journal of the American Academy of Audiology*, *12*(3), 150-154.

Keurs, M., Festen, J. M. et Plomp, R. (1992). Effect of spectral envelope smearing on speech reception. I. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *91*(5), 2872-2880. doi: 10.1121/1.402950

Theis, M. A., Gallagher, H. L., McKinley, R. L. et Bjorn, V. S. (2012). *Hearing protection with integrated in-ear dosimetry: A noise dose study*. Communication présentée au Proceedings of the Internoise 2012/ASME NCAD, New York, NY.

Voix, J., Smith, P. et Berger, E. H. (2019). Field fit-testing and attenuation measurement procedures. Dans D. K. Meinke, E. H. Berger, R. Neitzel, D. P. Driscoll et K. Bright (Édit.),*The noise manual* (6e éd.). Falls Church, VA: AIHA.

Völk, F. et Fastl, H. (2011). *Locating the missing 6 dB by loudness calibration of binaural synthesis*. Tiré de www.aes.org/e-lib/online/browse.cfm?elib=16014&rndx=722682

von Gierke, H. E., Robinson, D. W. et Karmy, S. J. (1982). Results of a workshop on impulse noise and auditory hazard. *Journal of Sound and Vibration*, *83*(4), 579-584. doi: 10.1016/S0022-460X(82)80109-0

Williams, S. C. et Rabinowitz, P. M. (2012). Usability of a daily noise exposure monitoring device for industrial workers. *The Annals of Occupational Hygiene*, *56*(8), 925-33. doi: 10.1093/annhyg/mes028

Zahorik, P. et Wightman, F. L. (2001). Loudness constancy with varying sound source distance. *Nature Neuroscience*, *4*(1), 78-83. doi: 10.1038/82931

ANNEXE A : FACTEURS DE CORRECTION

Tableau 6. Facteurs de correction, exprimés en bandes de tiers d'octave

Fréquence (Hz)	**TF'$_{ext}$ (mesuré)**	**TFOE (ISO 11904-1)**		**Limite BC**	**TF$_{canal}$ (Shaw 1974)** (dB)
	Champ diffus (dB)	Champ libre (dB)	Champ diffus (dB)	Champ diffus (dB)	
< 100	0	0	0	49	0
125	0	0,2	0,2	50	0,1
160	0	0,4	0,4	52	0,1
200	0,6	0,6	0,6	55	0,2
250	1,5	0,8	0,8	57	0,3
315	0,1	1,1	1,1	58	0,4
400	1,5	1,5	1,5	60	0,5
500	1,9	2	2,1	61	0,6
630	2,2	2,3	2,8	57	0,7
800	2,2	3,1	3,3	53	0,9
1 000	2,9	2,7	4,1	49	1,3
1 250	2,6	2,9	5,5	46	2
1 600	3,5	5,8	7,7	44	2,7
2 000	3,3	12,4	11	41	4,1
2 500	4,7	15,7	15,3	45	6,2
3 150	7,6	14,9	15,7	48	8,7
4 000	8	13,2	12,9	50	9,8
5 000	5,5	8,9	10,6	50	6,9
6 300	4,1	3,1	9,4	50	3,4
8 000	0,2	-1,4	9,5	50	2,1
10 000	1	-3,8	6,8	50	5,8