

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
0.1 Contexte .....	1
0.2 Problématique de recherche .....	1
0.2.1 La mesure de l'exposition au bruit, un vaste problème .....	1
0.2.2 Problématiques des dosimètres intra-auriculaires .....	2
0.3 Objectifs du projet de recherche .....	3
0.4 Objectifs du doctorat .....	4
0.5 Structure de la thèse .....	5
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE .....	11
1.1 Introduction .....	11
1.2 Rappels sur les normes et réglementations en vigueur .....	12
1.3 État des connaissances sur la mesure de l'exposition au bruit des travailleurs .....	14
1.3.1 Méthodes normalisées de mesure de l'exposition sonore .....	15
1.3.2 État de l'art des instruments de mesure de l'exposition sonore .....	17
1.3.3 Nouvelles tendances en matière de mesure de l'exposition sonore .....	19
1.4 Problématiques associées à la dosimétrie intra-auriculaire .....	21
1.4.1 Conversion en champ libre des niveaux de bruit intra-auriculaires .....	21
1.4.2 Influence des perturbations sonores induites par le porteur .....	26
1.4.3 Sensibilité auditive en oreille occluse .....	29
CHAPITRE 2 EFFECTS OF EARCANAL OCCLUSION ON HEARING SENSITIVITY : A LOUDNESS EXPERIMENT .....	33
2.1 Abstract .....	33
2.2 Introduction .....	34
2.3 Method .....	37
2.3.1 Test-subjects .....	38
2.3.2 Instrumentation .....	38
2.3.3 Canal correction acoustic modeling .....	42
2.3.4 Procedure .....	45
2.3.4.1 Loudness balance approach .....	45
2.3.4.2 Test-stimuli .....	46
2.4 Results .....	48
2.5 Discussion .....	51
2.6 Conclusions .....	53
2.7 Acknowledgments .....	53
CHAPITRE 3 INDIVIDUAL IN-SITU CALIBRATION OF IN-EAR NOISE DOSIMETERS .....	55
3.1 Abstract .....	55

3.2	Introduction .....	56
3.3	Acoustics of the earcanal .....	58
3.3.1	Open earcanal .....	58
3.3.1.1	Acoustic modeling .....	58
3.3.1.2	Real-ear measurements .....	66
3.3.2	Occluded earcanal .....	70
3.3.2.1	Measurements in the open ear .....	71
3.3.2.2	Measurements at outer and inner ends of the earplug .....	72
3.3.2.3	Measurements under the earplug .....	73
3.3.3	Earcanal closed by a vented earplug .....	73
3.4	Method and prototypes .....	77
3.4.1	In-ear noise dosimetry performed in the unprotected ear .....	77
3.4.2	In-ear noise dosimetry performed under an occluding earplug .....	80
3.5	Results .....	82
3.5.1	Method validation using probe-microphone measurements in the open ear .....	82
3.5.2	Results using the developed prototypes .....	84
3.5.2.1	Response curves using the dosimetric earpiece .....	85
3.5.2.2	Response curves using the dosimetric earplug .....	87
3.6	Discussion .....	90
3.7	Conclusions .....	92
3.8	Acknowledgments .....	93
CHAPITRE 4 IN-EAR NOISE DOSIMETRY UNDER EARPLUG : METHOD TO EXCLUDE WEARER-INDUCED DISTURBANCES .....		95
4.1	Abstract .....	95
4.2	Introduction .....	96
4.3	Method .....	97
4.3.1	Description .....	97
4.3.2	Parameter optimization on human test-subjects .....	102
4.4	Results .....	111
4.4.1	Individual results .....	111
4.4.2	Performance assessment .....	113
4.4.3	Results with other types of HPDs .....	116
4.4.3.1	Results with dual hearing protection .....	117
4.4.3.2	Results with single earmuffs .....	119
4.5	Discussion .....	121
4.6	Conclusions .....	123
4.7	Acknowledgements .....	123
CHAPITRE 5 BOUCHON DOSIMÉTRIQUE : PRISE EN COMPTE D'UN ÉVENTUEL RETRAIT, DE LA CONDUCTION OSSEUSE ET DES BRUITS DU PORTEUR .....		125
5.1	Prise en compte d'un éventuel retrait du protecteur .....	125

5.2	Prise en compte de la conduction osseuse .....	130
5.3	Prise en compte des perturbations sonores induites par le porteur .....	134
5.4	Conclusions .....	136
CHAPITRE 6 SYNTHÈSE ET RETOMBÉES .....		137
6.1	Synthèse des développements scientifiques .....	137
6.1.1	Critère de risque auditif en oreille occluse .....	137
6.1.2	Corrections acoustiques individuelles .....	139
6.1.3	Distinction des perturbations sonores induites par le porteur .....	142
6.1.4	Tableau récapitulatif .....	145
6.1.5	Schéma global de la méthode avec protecteur de type bouchon .....	146
6.2	Retombées .....	148
6.2.1	Retombées scientifiques .....	148
6.2.2	Retombées industrielles .....	148
6.2.3	Retombées technologiques .....	149
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS .....		151
ANNEXE I INFLUENCE DES PARAMÈTRES MORPHOLOGIQUES SUR LES NIVEAUX DE BRUIT GLOBAUX INTRA- AURICULAIRES .....		153
ANNEXE II FACTEURS DE CORRECTION .....		155
BIBLIOGRAPHIE .....		156



## LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 2.1	Intersubject mean and STD ( $N=18$ ) of the average effect of the earplug ( $\Delta_{\text{earplug}}$ ) at the different test-frequencies. A positive effect accounts for higher SPLs selected in the occluded ear. Correction factors of +0.3 dB and +1.1 dB were applied at 1 and 2 kHz respectively (values in bold below) .....	51
Tableau 3.1	Maximum vent length as a function of insertion depth of the earplug (see Fig. 3.12.c). The earcanal was considered to be at least 20 mm long. The deeper the insertion, the shorter the vent. When $L_{\text{PM}}$ is measured at 12 mm from the ECE, the vent's inlet should be inside the canal, which is undesirable in practice .....	77
Tableau 3.2	Experimental setups used to create various acoustic field conditions when measuring the response curves of the two prototypes in the audiometric sound booth. When a single loudspeaker was used, it was positioned at ear level and at a distance of approximately 1 m from the participant.....	84
Tableau 3.3	Intersubject mean and standard deviation, and maximum values of the real-attenuation at threshold (REAT) obtained on the 10 participants wearing the dosimetric earplug in “sealed” position .....	85
Tableau 4.1	List of actions and their associated mean in-ear SPLs in dBA. The numbers in parenthesis indicate the standard deviation .....	105
Tableau 4.2	Optimized parameter values selected for the proposed method .....	111
Tableau 4.3	True positive detection rates (TPRs) for each type of WIDs tested with the proposed approach and parameter values, based on data collected on 14 subjects wearing the ear apparatus presented in Fig. 4.1. TPRs were computed for all frames resulting in a shift of at least 3 dB above the IEANL. Numbers in parenthesis were obtained with 1/12 <sup>th</sup> octave band ( $N=36$ ) rather than 1/3 <sup>rd</sup> band calculations (if not shown, the two numbers were identical).....	115
Tableau 6.1	Résumé des développements scientifiques et prototype associés à chaque condition de port de protecteurs auditifs .....	145



## LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Variables utilisées pour la mise en équation des corrections acoustiques à prendre en compte pour la dosimétrie intra-auriculaire. $L_{PM}$ et $L'_{PM}$ représentent les niveaux de pression acoustique mesurés respectivement en oreille ouverte et en oreille occluse. $L_{PE}$ et $L'_{PE}$ 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 .....	23
Figure 2.1	(Color online) Subject wearing the HPs (b) and adjusting the mouse wheel (a) used for loudness equalization in the audiometric sound booth. The earpieces are fitted onto the subject's ears, under the HPs, and the microphones are connected to the battery-powered signal conditioning box (c) behind the subject .....	39
Figure 2.2	Schematic drawing of the acquisition setup .....	40
Figure 2.3	(Color online) Three-dimensional models showing the OTE (left) and the CTE (right). In-ear measurements are performed via thin probe tubes connected to miniature electret microphones. An outer-ear microphone (OEM) on the CTE makes it possible to measure earplug attenuation.....	41
Figure 2.4	NR provided by the CTE, as measured on 18 subjects (36 ears) in third-octave band values. The NR was estimated by measuring the sound pressure ratio between the OEM and the IEM under continuous white noise delivered by the HPs, and removing the effect of the tube on the IEM. The values are typical of shallowly inserted pre-molded earplugs.....	42
Figure 2.5	(Color online) Simulated difference between measured and eardrum SPLs at various measuring locations along the occluded or unoccluded earcanal, computed in third-octave band values at 1, 2, 4 and 8 kHz. The slopes of the 1 and 2 kHz curves are indicated at 20 mm from the eardrum .....	44
Figure 2.6	1-second in-ear equivalent continuous SPLs ( $L_{eq,1s}$ ) as a function of time during loudness equalization measured on one subject at 1 and 2 kHz (the participant's left ear was occluded by the CTE). The values shown during the 2-second periods delimited by the markers	

correspond to the equal loudness levels captured after the mouse click. In this example, the levels selected for equal loudness are very close between the two ears ..... 47

Figure 2.7 (Color online) Box and whisker plot ( $N = 18$ ) comparing the AILDEL values of task L and task R at the different test-frequencies. The red lines represent the median, while the crosses represent the outliers. Statistically significant differences are marked with an asterisk (\*). When higher SPLs are selected in the occluded ear, positive and negative results should be observed in task L and task R, respectively (the opposite trend accounts for higher SPLs selected in the unoccluded ear) ..... 49

Figure 3.1 Geometric profile of earcanal E. A series of cross-sectional diameters (approximately one every 0.5 mm) were used to describe the canal’s shape from its entrance to the eardrum (from left to right in the figure). These cross-sectional dimensions were extracted from a 3D model of the human subject (Benacchio *et al.*, 2018) using the methodology of Stinson & Lawton (1989) ..... 59

Figure 3.2 Sound pressure transformation from earcanal entrance to eardrum compared between model predictions and real-ear measurements for earcanal E of known dimensions (Fig. 3.1). Results are presented in  $1/24^{\text{th}}$  octave band frequencies, and align well up to 10 kHz. The first and second peaks represent the first and second natural resonances of the earcanal, and are typical of the human ear. Model predictions overestimate the amplitude of the second resonance ..... 60

Figure 3.3 Simulated MEC for a measurement microphone placed 24, 20, 16, and 12 mm from the eardrum. A standing-wave minimum at the measuring position results in a loss of sound pressure (a peak in the figure) at a frequency that increases as a function of insertion depth. The green curves were obtained by replacing the impedance of the eardrum by a high single value ( $10^9 \text{ Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ ) to simulate a rigid end. The shift between the black and green curves is due to the phase shift of sound reflecting onto a non-rigid material (here, the eardrum). The canal’s geometric profile was taken from Fig. 3.1 ..... 61

Figure 3.4 Acoustic pressure locations used to describe the proposed method.  $L_{\text{PR}}$  and  $L_{\text{PM}}$  are the SPLs measured at the reference microphone and measurement microphone, respectively.  $L_{\text{PE}}$  represents the SPL at the eardrum. The exact measurement locations for  $L_{\text{PR}}$  and  $L_{\text{PM}}$  may vary, but should remain in this order relative to the eardrum ..... 62



Figure 3.5 Simulated spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{PE} - L_{PM}$ ), when the  $L_{PM}$  is located 20 mm away from the eardrum and the  $L_{PR}$  is taken right at the ECE (the distance between  $L_{PR}$  and  $L_{PM}$  is 9 mm). The peak at 6.2 kHz represents the standing-wave minimum at the MM's measurement location, while the two drops at 10.3 and 3-5 kHz are the standing-wave minima measured by the RM. The canal's geometric profile was taken from Fig. 3.1 ..... 63

Figure 3.6 Simulated spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{PE} - L_{PM}$ ), when the  $L_{PM}$  is located 11 mm away from the eardrum and the  $L_{PR}$  is taken right at the ECE (the distance between  $L_{PR}$  and  $L_{PM}$  is 18 mm). The second minimum related to the RM's position interferes with the maximum associated with the MM, which disappears. The canal's geometric profile was taken from Fig. 3.1 ..... 64

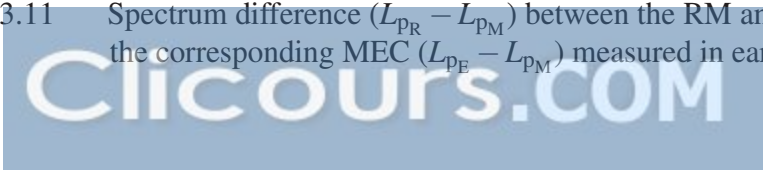
Figure 3.7 Apparatus used for in-ear measurements. A small microphone was taped behind the participant's ear and connected to the probe tube inserted within the earcanal. Black marks made at every 4 mm on the probe tube allowed the experimenter to perform acoustic pressure measurements at approximately every 2 mm, from eardrum to ECE ..... 65

Figure 3.8 Average over 10 human participants of the maximum amplitude observed at the frequency  $f_{peak}$  in MECs collected at every 2 mm from 0 to 16 mm from the ECE. The MECs were presented in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies. The dark shaded area represents +/- one intersubject standard deviation (STD), while the lighter shaded area indicates the full data range ..... 66

Figure 3.9 MEC measured in earcanal E for a measurement microphone (MM) placed 24, 20, 16, and 12 mm from the eardrum. Results are presented in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, and can be compared with Fig. 3.3. Unlike model predictions, measurements do not show a clear increase of the peak's amplitude as a function of frequency..... 67

Figure 3.10 MECs measured on 10 participants at 8, 10, and 12 mm from the ECE. For a shape comparison, the MECs are presented in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies and positioned on the  $x$ -axis to make all maxima coincide. The black dotted line indicates the standard deviation ( $N=30$ )..... 68

Figure 3.11 Spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{PE} - L_{PM}$ ) measured in earcanal E.  $L_{PM}$  is



measured 20 mm away from the eardrum and  $L_{pR}$  is taken right at the ECE. Results are presented in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, and can be compared with Fig. 3.5..... 70

Figure 3.12 Measurement setups proposed to estimate the frequency  $f_{peak}$  under an earplug. (a)  $L_{pR}$  is measured at the outer end of the HPD, while  $L_{pM}$  is measured at its inner end. (b)  $L_{pR}$  is measured at the inner end of the HPD and  $L_{pM}$  is measured further inside the earcanal. (c) A vent, characterized by a tube passing through the HPD, creates a transmission path between the two measurement locations.  $L_{pR}$  and  $L_{pM}$  are measured at the vent's outer and inner ends, respectively. To recover its nominal attenuation, the earplug should include an operable system (illustrated in red in the figure) to reseal the vent after calibration..... 72

Figure 3.13 Simulated Spectrum difference ( $L_{pR} - L_{pM}$ ) between the RM and the MM, for vent lengths of 12 and 22 mm, based on the setup shown in Fig. 3.12.c and the dimensions of earcanal E.  $L_{pM}$  is located 8 mm away from the ECE, and the vent's inner diameter is 1 mm. The peak around 5.7 kHz represents the standing-wave minimum at the MM's measurement location, while the first notch is the natural frequency of the Helmholtz resonator. The notches above 7 kHz are higher-order resonances that depend mostly on the vent's length and that of the residual part of the earcanal..... 74

Figure 3.14 Simulated Spectrum difference ( $L_{pR} - L_{pM}$ ) between the RM and the MM, for vent inner diameters of 1 and 2 mm, based on the setup shown in Fig. 3.12.c and the dimensions of earcanal E.  $L_{pM}$  is 8 mm from the ECE, and vent length is 15 mm. The peak around 5.7 kHz represents the standing-wave minimum at the MM's measurement location. The vent's diameter affects the frequency of the Helmholtz resonance, but has little impact on the frequency of higher-order resonances..... 75

Figure 3.15 Simulated Spectrum difference ( $L_{pR} - L_{pM}$ ) between the RM and the MM, based on the setup shown in Fig. 3.12.c and the dimensions of earcanal E.  $L_{pM}$  is measured 8 mm away from the ECE, and the vent's length is 30 mm. The minima engendered by higher-order resonances interfere with the maximum expected around 5.7 kHz, which becomes undetectable ..... 76

Figure 3.16 Simulated Spectrum difference ( $L_{pR} - L_{pM}$ ) between the RM and the MM, based on the setup shown in Fig. 3.12.c, and when the residual part of the earcanal has a length of 12, 15, 18, 21, or 24 mm. If  $L_{pM}$

- is located 8 mm away from the ECE, this corresponds to earcanal lengths ranging from 20 to 32 mm. The vent is 14 mm long and 0.8 mm wide. The geometry of the residual part of the earcanal was taken from Fig. 3.1. In all configurations, the peak related to the standing-wave minimum measured by the MM is easily detectable ..... 78
- Figure 3.17 Left : 3D model showing the dosimetric earpiece, instrumented with a measurement microphone (MM) and a reference microphone (RM). The distance between the tips of the two probe-microphones is 8 mm, with the RM intended for measurements near the ECE. The earpiece was designed with an angled shape to allow a maximum insertion depth of approximately 8 mm. Right : picture showing the earpiece worn in the ear ..... 79
- Figure 3.18 Approximate filter to estimate the average MEC shape in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, obtained by averaging all 30 curves in Fig. 3.10 ..... 80
- Figure 3.19 3D model showing the dosimetric earplug, instrumented with a measurement probe-microphone (MM) and a reference microphone (RM). The earpiece features a vent, in the form of a tube 13.8 mm long and 0.8 mm in diameter, passing through the earplug. A cap filled with silicone is used to block the vent's inlet and recover the earplug's nominal attenuation. In the up position, the lever keeps the cap open, while pushing the lever down releases the cap's arm and seals the vent. The earpiece can support various types of eartips, and was designed with an angled shape to allow an insertion depth (distance between earplug's inner end and ECE) of approximately 8 mm, when properly fitted..... 81
- Figure 3.20 Dosimetric earplug, as worn with the vent in open (left) or sealed (right) conditions..... 82
- Figure 3.21 SPL spectrum measured at 8 mm past the ECE (in red) on one subject, and the corresponding spectrum at the eardrum as approximated using the proposed method (dashed line), in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies. The blue curve represents the spectrum directly measured close the tympanic membrane. In this example, the SPL at the eardrum is predicted with an accuracy of 3 dB up to 10 kHz, as shown by the error graph above ..... 83
- Figure 3.22 Response curves measured on the 10 participants wearing the developed dosimetric earpiece under approximate diffuse-field conditions, in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies. Overall, the expected

spectrum maximum is clearly visible for all participants, and occurs between 4.5 and 7.5 kHz ..... 86

Figure 3.23 Response curves, in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, measured on four subjects (left ear) wearing the developed dosimetric earpiece. The difference  $L_{pR} - L_{pM}$  is shown at 0°(dashed line), 90°(solid line), and 270°(dotted line) incidence. Each color represents a different subject. The angle of incidence has a negligible effect on the frequency at which the maximum occurs ..... 87

Figure 3.24 Response curves measured on the 10 participants wearing the developed dosimetric earplug under approximate diffuse-field conditions, in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies. The expected spectrum maximum occurs between 4.2 and 6.3 kHz, but appears somewhat less clearly than in Fig. 3.22 for some of the participants..... 88

Figure 3.25 Response curves, in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, measured on one subject (right ear) wearing the developed dosimetric earplug. The difference  $L_{pR} - L_{pM}$  is shown for 0°, 90°, 180°, and 270° incidence, and under the diffuse field defined in Table 3.2. The asterisks represent the response obtained with the subject rotating from 90° to 270° incidence (midway position : 0°). In this example, the angle of incidence has a significant effect on the frequency at which the maximum occurs ..... 89

Figure 4.1 Three-dimensional model of the dual-microphone earpiece used as part of the proposed method..... 98

Figure 4.2 Flowchart of the proposed method, with signals segmented into  $n$  time frames of duration  $\Delta T$ . The frames are processed chronologically from left ( $i=1$ ) to right ( $i=n$ ).  $L_{tmp(f)}$  and  $NR_{tmp(f)}$  are temporary variables to be used for further time frames ..... 102

Figure 4.3 Left : Subject speaking while seated in the reverberant room, as part of the experimental procedure. Subject is wearing the earpiece shown in Fig. 4.1 and pronounces phrases written on the sheet in front of him. White noise is played simultaneously on the four loudspeakers. Right : picture showing the earpiece as worn in the participant’s ear ..... 103

Figure 4.4 In-ear average sound spectrums ( $N = 14$ ) measured in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies for low, raised and shouted speech. The top plot indicates the standard deviation (STD) ..... 106

Figure 4.5	$p$ -values resulting from Wilcoxon signed-rank tests comparing $\gamma^2(f)$ in the presence and absence of WIDs for speech, whistling and shocks to the earpiece. The results for coughing and throat clearing are not shown as they were very similar to speech results ..... 107
Figure 4.6	Scatterplot showing in $y$ , the outer-ear ambient noise level and in $x$ , the contribution (in dBA) of the WIDs to the level measured by the OEM ( $L_{eq,OEM}$ ) for each corresponding action ..... 108
Figure 4.7	Scatterplot of $\Delta$ as a function of $L$ , in the presence and absence of WIDs (subject quiet but breathing normally), showing that WID and non-WID activities can be separated using the threshold parameters $L_{th}$ and $\Delta_{th}$ , represented respectively by the vertical and horizontal dashed lines ..... 109
Figure 4.8	Evolution of $\Delta$ as a function of time on one subject (right ear). Subject was quiet during the first 15 s, then pronounced 3 sentences (shouted, raised and low speech), which were correctly identified as WIDs by the proposed method as shown by green curve. Ambient SPL was 76 dBA and earplug provided an overall noise reduction of approximately 10 dB ..... 112
Figure 4.9	Evolution of in-ear and outer-ear SPLs as a function of time on one subject. While being exposed to 90 dBA continuous white noise (free-field value), the subject performs the actions of Table 4.1 sequentially, with short pauses between. Graph shows in-ear SPLs without wearer's contribution, as estimated by the proposed method, and corresponding equivalent continuous SPLs ( $L_{eq,IEM}$ ) with and without wearer's disturbances (respectively 81 and 72 dBA) ..... 113
Figure 4.10	Equivalent continuous in-ear SPL over entire measurement period, with and without contribution of WIDs. $x$ -axis shows measured IEANLs. Measured levels excluding WIDs align well with the actual IEANL, evidencing the method's efficiency. The two "outliers" circled in black are due to only partially detected whistling on one participant (left and right ears) ..... 114
Figure 4.11	$\Delta_{conf}$ measured for IEANLs higher than 55 dBA, as a function of earplug attenuation. $\Delta_{conf}$ increases with earplug attenuation, evidence of the enhanced robustness of the proposed method with properly inserted earplugs ..... 116
Figure 4.12	Evolution of $\Delta$ as a function of time for two dual hearing protection wearers exposed to ambient SPLs of 100 dBA (subject 1) and

	85 dBA (subject 2). Dual protection provided an overall noise reduction of approximately 35 dB. Red curve indicates when wearer was effectively speaking (shouted, raised and low speech) ..... 117
Figure 4.13	Evolution of $\Delta$ as a function of time for an individual wearing dual hearing protection and exposed to ambient SPLs of 75 dBA. Dual protection provided an overall noise reduction of approximately 37 dB. Red curve shows when the wearer was effectively speaking ..... 118
Figure 4.14	Schematic drawing from Nélisse <i>et al.</i> (2012). Probe-microphone measures sound pressure under the earmuffs ( $P_{int}$ ), while second microphone measures sound pressure outside the earmuffs ( $P_{ext}$ )..... 119
Figure 4.15	Evolution of $\Delta$ as a function of time for earmuff apparatus (Fig. 4.14). Wearer was exposed to ambient SPLs of 80 to 95 dBA, and overall earmuff noise reduction was approximately 27 dB. Red curve shows when the wearer was effectively speaking (raised speech). Expected increase during speech is unclear, thus it is difficult to define a detection threshold in this case ..... 120
Figure 5.1	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 (voir figure 5.3)..... 126
Figure 5.2	Courbes de réponse du bouchon dosimétrique exprimées en bandes de 12 <sup>ème</sup> d'octave, mesurées sur cinq sujets humains (10 oreilles) en chambre réverbérante et dans la configuration illustrée en figure 5.1, i.e. lorsque le bouchon est retiré. La courbe de réponse correspond à la différence des niveaux de pression acoustique entre le microphone de référence et le microphone de mesure lorsque le sujet est exposé à un bruit blanc émis au moyen de quatre haut-parleurs situés à chaque coin de la pièce. Toutes les courbes font apparaître une baisse importante située entre 2 et 2.6 kHz ..... 127
Figure 5.3	Courbes de réponse du bouchon dosimétrique exprimées en bandes de 12 <sup>ème</sup> d'octave, mesurées sur deux sujets différents en chambre réverbérante et pour des profondeurs d'insertion du bouchon de 0, 3.0, 5.5 et 8.0 mm. À gauche : la perte liée à la résonance du système « canal+conque » n'apparaît que lorsque le bouchon est complètement retiré. À droite : une perte apparaît déjà pour une profondeur d'insertion de 3.0 mm, mais est moins prononcée et se situe en-dessous de 2 kHz ..... 128

Figure 5.4	Courbes de réponse fréquentielle du bouchon dosimétrique, mesurées sur un seul sujet en cabine audiométrique, pour des profondeurs d'insertion du bouchon de 0 mm (en bleu sur le graphique) et 3 mm (en noir sur le graphique) et pour quatre angles d'incidence différents. Les conditions expérimentales sont les mêmes que celles décrites au tableau 3.2. La perte associée au retrait du bouchon apparaît à environ 2.5 kHz, et ce quel que soit l'angle utilisé .....129	129
Figure 5.5	Corrections TFOE et $TF'_{ext}$ exprimées en bandes de tiers d'octave, pour un champ diffus. La fonction $TF'_{ext}$ a été estimée comme la moyenne des valeurs mesurées en chambre réverbérante sur cinq sujets humains (10 oreilles) équipés du bouchon dosimétrique .....133	133
Figure 5.6	Spectres moyens ( $N = 14$ ) des niveaux sonores mesurés en bandes de 12 <sup>ème</sup> d'octave dans le conduit auditif occlus, pour différents types de bruit induits par le porteur. Chacune des perturbations désignées dans la légende est définie au tableau 4.1. Les spectres pour la parole sont affichés en figure 4.4 .....135	135
Figure 6.1	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 l'on souhaite inclure les perturbations du porteur, tandis que le chemin en noir exclut ces perturbations de l'exposition mesurée .....147	147





## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Three-Dimensional
A	Pondération A
AILDEL	Average Interaural Level Difference at Equal Loudness
ANSI	American National Standards Institute
BC	Bone Conduction
CNESST	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
CRITIAS	NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies
CSA	Canadian Standards Association
CTE	Closed-Type Earpiece
DIA	Dosimètre intra-auriculaire
DSP	Digital Signal Processor
DTS	Déplacement temporaire du seuil
ECE	Earcanal entrance
ÉTS	École de technologie supérieure
FPR	False Positive Rate
HL	Hearing Level
HP	Headphone
HPD	Hearing Protection Device
ICAR	Infrastructure commune en acoustique pour la recherche ÉTS-IRSST
IEANL	In-Ear Ambient Noise Level
IEC	International Electrotechnical Commission
IEM	In-Ear Microphone
IEND	In-Ear Noise Dosimetry

ILD	Interaural Level Difference
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail
ISO	International Organization for Standardization
ITD	Interaural Time Difference
LS	Loudspeaker
MEC	Microphone-to-Eardrum Correction
MM	Measurement Microphone
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NIHL	Noise Induced Hearing Loss
NIOSH	National Institute of Occupational Safety and Health
NR	Noise Reduction
OE	Occlusion Effect
OEANL	Outer-Ear Ambient Noise Level
OEM	Outer-Ear Microphone
OSHA	Occupational Safety and Health Administration
OTE	Open-Type Earpiece
REAT	Real-Ear Attenuation at Threshold
RM	Reference Microphone
SPL	Sound Pressure Level
STD	Standard Deviation
TFOE	Transfer Function of the Outer Ear
TPR	True Positive Rate
TTS	Temporary Threshold Shift
USB	Universal Serial Bus
VAD	Voice Activity Detection
WID	Wearer-Induced Disturbance

## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

$\gamma^2$	Fonction de cohérence [—]
$d$	Distance [m]
$f$	Fréquence [Hz]
$j$	Nombre imaginaire pur [—]
$k$	Nombre d'onde [rad/m]
$L_{eq}$	Niveau sonore équivalent [dB]
$L_{eq,t}$	Niveau sonore équivalent, pour une durée $t$ [dBA]
$L_{ex,T}$	Niveau d'exposition au bruit, normalisé sur la durée $T$ [dBA]
$L_p$	Niveau de pression acoustique [dB]
$P$	Pression acoustique [Pa]
$R_0$	Impédance acoustique [ $\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ ]
$t$	Durée de mesure [h]
$T$	Durée de référence [h]
$Z_T$	Impédance de l'oreille moyenne [ $\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ ]



# INTRODUCTION

## 0.1 Contexte

L'exposition à des bruits de forts niveaux en milieu de travail demeure un problème majeur. 432 millions d'adultes dans le monde ont une déficience auditive handicapante (OMS, 2018), et l'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 *et al.*, 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 & Francis, 2015).

## 0.2 Problématique de recherche

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

La mesure de l'exposition au bruit est primordiale afin de déterminer et 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 anti-bruit). 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 sont 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 *et al.*, 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 influencer 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 intra-auriculaires (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.

### **0.2.2 Problématiques des dosimètres intra-auriculaires**

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 DIAs ont déjà été soulignés à plusieurs reprises (Bessette & Michael, 2012; Bonnet *et al.*, 2015; Mazur & Voix, 2013), leur utilisation est encore soumise à trois grandes problématiques :

1. 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 dans la sensibilité du système auditif et réduire, pour une pression acoustique identique au tympan, le risque de dommages auditifs (Keidser *et al.*, 2000; Theis *et al.*, 2012).

2. 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 *et al.*, 2018).
3. 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 de bruit 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 & Kerivan, 1983).

### **0.3 Objectifs du projet de recherche**

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

- Développer l'instrumentation et les algorithmes permettant de mesurer l'exposition sonore effective intra-auriculaire ; 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 anti-bruit.
- 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 anti-bruit »).
- Valider ces nouveaux dispositifs en laboratoire, en simulant et en recréant diverses conditions de bruit typiques des milieux de travail.

#### **0.4 Objectifs du doctorat**

L'objectif général du projet de doctorat est identique à celui du projet de recherche, et doit donc permettre d'atteindre les quatre sous-objectifs susmentionnés. Le travail de doctorat exclut toutefois les tâches de conception mécanique des prototypes, et d'implémentation sur DSP (Digital Signal Processor) des algorithmes de mesure, tâches réservées à un étudiant de maîtrise travaillant sur ce même projet de recherche. Le travail de doctorat porte principalement sur les aspects scientifiques des trois problématiques citées précédemment quant à l'utilisation des DIAs, et s'organise autour des trois objectifs spécifiques suivants :

1. Mettre au point et exploiter une méthodologie expérimentale pour déterminer l'impact, sous formes 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 DIAs, 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.

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

## **0.5 Structure de la thèse**

La thèse de doctorat porte sur les principaux développements scientifiques réalisés dans le cadre de ce projet de recherche. Elle s'articule autour de trois articles de revue avec réviseurs, inclus intégralement dans les chapitres de 2 à 4, et un chapitre 5 additionnel, qui répondent aux trois objectifs de doctorat précédemment cités. À ces quatre chapitres s'ajoutent une revue de littérature (chapitre 1), ainsi qu'un chapitre final (chapitre 6). Le contenu des différents chapitres est présenté dans les six prochains paragraphes.

### **Chapitre 1 - État de l'art et revue de littérature**

La revue de littérature établit un état de l'art de la mesure de l'exposition au bruit, en passant en revue les différentes normes et réglementations et les divers outils et méthodes de mesure, ainsi qu'en offrant une formulation détaillée des problématiques associées au projet de doctorat et des outils scientifiques disponibles pour y répondre.

## **Chapitre 2 - Effets de l'occlusion du conduit auditif sur la sensibilité auditive : étude sur la sonie (article de revue n° 1)**

Le chapitre 2 est un article publié en juin 2018 dans la revue « Journal of the Acoustical Society of America » et intitulé « *Effects of ear canal occlusion on hearing sensitivity : A loudness experiment* », pour répondre au premier objectif de doctorat. Cet article dresse, en introduction, un bilan des connaissances concernant l'influence d'une occlusion de l'oreille sur la sensibilité du système auditif. Il en ressort que ce problème et les résultats qui existent dans la littérature semblent étroitement liés avec ceux d'un problème très largement documenté depuis le début des années 1930, à savoir le phénomène des « 6 dB manquants » (« *The missing 6 dB* »). Ce phénomène porte sur un effet mis en évidence dans de nombreuses études, et selon lequel la sonie (ou « niveau sonore ressenti ») induite par un casque d'écoute est, pour un niveau de pression acoustique identique au tympan, inférieure d'environ 6 dB à celle induite par un haut-parleur situé à une distance plus éloignée de l'oreille. Les dernières études sur le sujet montrent néanmoins que cette différence est certainement due davantage à un effet psychoacoustique causé par un changement de distance entre la source sonore et l'auditeur qu'à un changement de sensibilité de l'oreille. En seconde partie, l'article détaille une nouvelle méthodologie expérimentale ayant pour but d'estimer l'influence d'une telle occlusion de l'oreille sur la sonie. Cette méthode, réalisée sur des sujets humains, se distingue de la littérature par le fait qu'elle utilise une source sonore identique (un casque d'écoute) et à une distance fixe de l'oreille pour comparer la sonie en oreille occluse et en oreille non-occluse, s'affranchissant en principe des effets psychoacoustiques précédemment cités. Les résultats de l'étude, rapportés sur 18 participants, sont présentés dans la troisième partie de l'article. La quatrième partie de l'article établit un lien avec la littérature afin de juger (d'après les résultats de l'étude) de l'influence ou non d'une occlusion de l'oreille sur la sensibilité du système auditif humain, et conclut sur quelques recommandations propres à la dosimétrie intra-auriculaire pratiquée en oreille occluse.

### **Chapitre 3 - Calibration individuelle et in-situ des dosimètres de bruit intra-auriculaires (article de revue n° 2)**

Le Chapitre 3 est un article soumis en février 2019 au journal « Applied Acoustics » et intitulé « *Individual in-situ calibration of in-ear noise dosimeters* », pour répondre au second objectif de doctorat. L'introduction de cet article illustre le besoin d'une méthode de calibration individuelle des DIAs, afin de convertir les niveaux de pression acoustique mesurés dans le conduit auditif en niveaux équivalents au tympan. En deuxième partie, l'article établit les bases de la méthode en présentant les divers phénomènes physiques qu'une telle procédure doit prendre en compte, aussi bien en oreille ouverte qu'en oreille occluse. Il en ressort qu'une méthode simple permettant la conversion au tympan des niveaux de pression acoustique intra-auriculaires consiste à utiliser un micro de référence, en plus du microphone de mesure intra-auriculaire, placé à une distance légèrement plus éloignée du tympan. La procédure de calibration consiste alors en une mesure comparative entre les deux microphones, sous l'influence d'un bruit à large bande émis au moyen d'une source sonore externe. L'article détaille, en troisième partie, la procédure de calibration individuelle et les prototypes développés pour permettre d'effectuer une telle calibration, en oreille ouverte ou occluse. Les résultats obtenus en laboratoire sur 10 sujets humains et au moyen des deux prototypes sont présentés dans la quatrième partie. La cinquième partie de l'article discute des avantages et limites de la méthode, et conclut sur des recommandations quant à son application à des individus en conditions de travail réelles.

### **Chapitre 4 - Dosimétrie intra-auriculaire sous bouchon protecteur : méthode pour exclure les perturbations sonores induites par le porteur (article de revue n° 3)**

Le chapitre 4 est un article soumis en février 2019 au journal « International Journal of Industrial Ergonomics » et intitulé « *In-Ear Noise Dosimetry under Earplug : Method to Exclude Wearer-Induced Disturbances* », pour répondre au troisième objectif de doctorat. L'introduction de cet article illustre le besoin d'une méthode permettant de distinguer la contribution des perturbations

sonores émises par le porteur lorsque l'exposition au bruit est mesurée au moyen de DIAs, et plus particulièrement lorsque cette mesure est pratiquée en oreille occluse. La deuxième partie de l'article présente la méthode, ainsi que le prototype de « bouchon dosimétrique » développé dans le cadre de l'étude. L'approche développée consiste à utiliser, en plus du microphone de mesure qui effectue la mesure sous le bouchon protecteur, un deuxième microphone situé sur la face externe du bouchon. La détection des perturbations internes se fait alors par comparaison, sous forme de fonctions de cohérence, des signaux en provenance des deux microphones. En troisième partie, l'article détaille l'analyse expérimentale ayant permis d'optimiser les paramètres de la méthode par le biais de mesures réalisées sur 14 sujets humains. Les résultats de l'étude, présentés dans la quatrième partie, se découpent en trois sous-sections. La première sous-section expose, sous formes de graphiques, les résultats individuels obtenus en laboratoire sur chacun des 14 participants testés. La seconde sous-section présente les taux de détection obtenus sur l'ensemble des participants, soulignant ainsi l'efficacité de la méthode. Dans la troisième sous-section, l'article présente des résultats préliminaires obtenus en appliquant l'approche développée à d'autres types de protecteurs auditifs, à savoir le casque anti-bruit et la double protection. Une cinquième partie conclut sur les avantages et inconvénients de la méthode, sur les chances de voir cette dernière adaptée à d'autres conditions de port de protecteurs auditifs, et sur des recommandations liées à son utilisation dans des conditions de travail réelles.

## **Chapitre 5 - Bouchon dosimétrique : prise en compte d'un éventuel retrait, de la conduction osseuse et des bruits du porteur**

Le chapitre 5 présente des solutions, dans le cadre de mesures effectuées au moyen du bouchon dosimétrique, visant à tenir compte de différents aspects non traités dans les chapitres de 2 à 4. Ces aspects sont un éventuel retrait du protecteur, l'influence de la conduction osseuse lorsque le bouchon procure une atténuation très importante, et le choix de corrections acoustiques pertinentes si l'on souhaite inclure (plutôt qu'exclure) les perturbations du porteur dans l'expo-

sition sonore mesurée. Il ressort de ce chapitre que des approches relativement simples existent pour traiter de ces différents points, et que ces approches peuvent être facilement ajoutées aux méthodes préétablies aux chapitres 3 et 4.

## **Chapitre 6 - Synthèse et retombées**

Le chapitre 6 établit premièrement une synthèse des développements scientifiques décrits à travers les différents chapitres, en passant par les limites et recommandations ainsi que les perspectives de travail associées à chacun de ces développements, et pour chaque condition de port de protecteurs auditifs. En deuxième partie, ce chapitre liste les probables retombées scientifiques, industrielles et technologiques de ce projet de doctorat.



# CHAPITRE 1

## REVUE DE LITTÉRATURE

### 1.1 Introduction

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, 466 millions de personnes dans le monde ont une déficience auditive handicapante et d'ici 2050, plus de 900 millions de personnes (soit une personne sur 10) souffriront de 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 (1540 cas) et 2015 (7843 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 *et al.*, 2014). En plus de se situer au premier rang des coûts d'indemnisation avec un coût moyen par lésion de 153 618 \$ CA entre 2005-2007, 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 1.2), la section 1.3 dresse l'état de l'art des méthodes et technologies de mesure de l'exposition sonore. Les problématiques spécifiques à la dosimétrie intra-auriculaire sont présentées dans la section 1.4.

## 1.2 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 & Robinson (1970), et Baughn (1973). Ce dernier a notamment servi à la mise 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 prédictions 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 NIOSH (« National Institute of Occupational Safety and Health ») 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 dBA à 90 dBA (Murphy & Franks, 2002). Une autre source de discordance 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 *et al.*, 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. 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 *et al.*, 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 la durée d'exposition au bruit, ainsi que de la sensibilité individuelle (Le *et al.*, 2017). Quant au contenu fréquentiel du bruit, son influence est toujours sujet à débats (Prashanth & 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 1.3.2), 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 impulsif 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 (Theis *et al.*, 2012; Mazur & Voix, 2013; Smalt *et al.*, 2017). Ces technologies sont passées en revue dans la section 1.3 qui suit.

### **1.3 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 (CSA, 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 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 1.3.1. 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 1.3.2. 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 1.3.3 passera en revue ces nouvelles tendances en matière de mesure de l'exposition sonore.

### 1.3.1 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 & 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 ( $L_{ex,T}$ ).  $L_{ex,T}$  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  $L_{eq,t}$ , 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 :

$$L_{ex,T} = L_{eq,t} + 10 \log_{10}(t/T), \quad (1.1)$$

Le niveau de pression acoustique équivalent,  $L_{eq,t}$ , 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  $L_{ex,T}$ , 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 ( $L_{ex,T}$ ) ou être étendue à des groupes d'individus ( $L_{groupe,T}$ ) exposés à des bruits similaires. Cette norme peut aussi être utilisée pour mesurer l'exposition au bruit moyen ( $L_{eq,t}$ ) dans le cadre d'une certaine tâche ou activité (par exemple, 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 anti-bruit), tel que rapporté récemment (Mazur & 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 & Seiler, 1996).

La mesure de l'exposition au bruit moyen ( $L_{eq,t}$ ) se fait à partir du calcul du niveau énergétique équivalent, lequel repose sur l'hypothèse d'une équivalence entre niveau et durée d'exposition (tel qu'expliqué à la section 1.2), ce qui revient à utiliser un taux d'échange de 3 dB. L'utilisation du niveau de pression acoustique équivalent,  $L_{eq,t}$ , et les méthodes associées permettant de calculer le niveau d'exposition au bruit,  $L_{ex,T}$ , 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 *et al.*, 2005). Au Québec, cependant, la Loi sur la santé et la sécurité du travail (Légis Québec, 2018), 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  $L_{OSHA(T)}$ , tel que défini par l'OSHA (« Occupational Safety and Health Administration ») 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  $L_{ex}$

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 1.3.2.

### **1.3.2 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, 2014, 2017), lesquelles ont à leur tour recours à des spécifications techniques issues d'organismes tels que IEC (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) au 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  $L_{eq,t}$  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 au 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  $L_{eq,t}$ . 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 & 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 & 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 1.3.3 ci-dessous détaille les dernières tendances en matière de mesure de l'exposition sonore, et traite donc de l'utilisation des dosimètres individuels.

### 1.3.3 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  $L_{eq,t}$ , 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 tels le modèle « Spark » (Larson Davis, Depew, NY), à des petits badges tels 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 & 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 & Reeves, 2008), ces dosimètres ne permettent pas la mesure sous un protecteur auditif. Cette limitation force le responsable en santé et 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 *et al.*, 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 au tympan (tel que présenté en Annexe I) 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 intra-auriculaires (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<sup>TM</sup> (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 & 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 (Erin 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 & Rabinowitz, 2012). Pour répondre à ces lacunes ergonomiques, d'autres auteurs ont également envisagé le développement de protecteurs auditifs dits « dosimétriques » car



intégrant une mesure continue de l'exposition sonore résiduelle sous le protecteur (Theis *et al.*, 2012; Gallagher *et al.*, 2014; Mazur & Voix, 2012). Dans le cas d'une mesure intra-auriculaire 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 anti-bruit). Cependant, malgré les différents avantages que présentent ces nouvelles méthodes de mesure, l'utilisation des DIAs est encore sujette à caution pour les raisons présentées dans la section 1.4 qui suit.

#### **1.4 Problématiques associées à la dosimétrie intra-auriculaire**

Tel que mentionné dans plusieurs récentes revues de littérature sur le sujet (Bonnet *et al.*, 2015; Nélisse *et al.*, 2018), l'utilisation des DIAs est actuellement soumise à trois problématiques majeures, lesquelles sont détaillées dans les sections 1.4.1, 1.4.2 et 1.4.3.

##### **1.4.1 Conversion en champ libre des niveaux de bruit intra-auriculaires**

###### **Problème**

Tel que mentionné à la section 1.3.3, 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 1.2, 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 1.3.3, 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 (ISO, 2002; CSA, 2013) définissent à présent des corrections permettant une telle conversion des niveaux de bruit intra-auriculaires, 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 1.3.3). 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 DIAs permettent généralement la mesure directement à l'intérieur du conduit auditif, mais à une certaine distance du tympan (Theis *et al.*, 2012; Gallagher *et al.*, 2014; Mazur & Voix, 2012; Smalt *et al.*, 2017). 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 1.1 illustre les différentes variables qui seront utilisées ci-après.

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 :

$$\text{TFOE} = L_{pE} - L_p \quad (1.2)$$

Comme l'ont montré de nombreux auteurs (Kuhn, 1979; Shaw, 1974; Hammershøi & Möller, 1996), 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

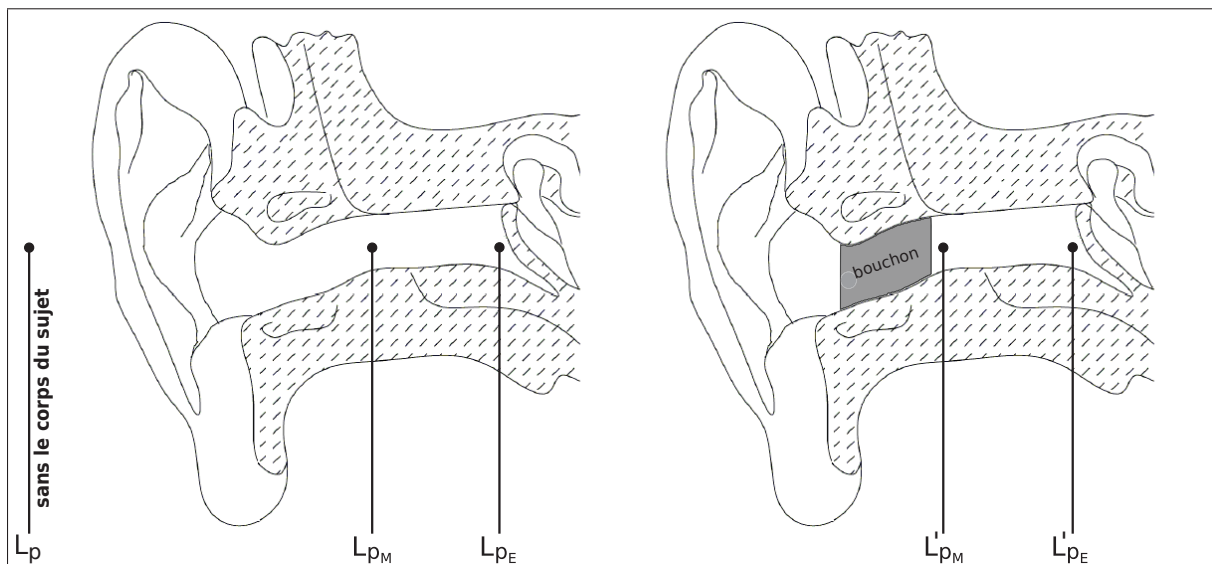


Figure 1.1 Variables utilisées pour la mise en équation des corrections acoustiques à prendre en compte pour la dosimétrie intra-auriculaire.  $L_{p_M}$  et  $L'_{p_M}$  représentent les niveaux de pression acoustique mesurés respectivement en oreille ouverte et en oreille occluse.  $L_{p_E}$  et  $L'_{p_E}$  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

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, telles que définies dans les normes précédemment citées (ISO, 2002; CSA, 2013), 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 DIAs actuels. D'après les travaux de Chan & Geisler (1990), une mesure réalisée à 6 mm du tympan est fidèle à 6 dB près aux niveaux de pression tympaniques, pour les fréquences inférieures à 6 kHz. Or, une telle distance s'avère en pratique difficilement atteignable en dosimétrie intra-auriculaire, 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, ci-après appelée MEC (« Microphone-to-Eardrum Correction »), est définie par la relation :

$$\text{MEC} = L_{\text{PE}} - L_{\text{PM}} \quad (1.3)$$

Dans l'oreille occluse, cette relation devient :

$$\text{MEC}' = L'_{\text{PE}} - L'_{\text{PM}} \quad (1.4)$$

Cette fonction dépend, elle aussi, de plusieurs paramètres morphologiques, tels que le diamètre et la longueur résiduelle de 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 & Geisler, 1990; Gilman & 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 & 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 & 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 en Figure 1.1), la fonction MEC ne semble pas dépendre du bouchon en question (Chan & Geisler, 1990; Gilman & Dirks, 1986). Pour une position de mesure identique en oreille occluse et en oreille ouverte, on obtient donc la relation :

$$MEC = MEC' \quad (1.5)$$

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 ICAR de l'ÉTS possède trois têtes artificielles, soient la 45BC de G.R.A.S (Holte, Danemark), la 4128C de Bruel & Kjaer (Naemur, Danemark), et celle de l'Institut Saint-Louis (Saint-Louis, France).

- Mesures sur sujets humains : des mesures effectuées sur 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 (Keefe, 1990; Mapes-Riordan, 1991; Giguère & Woodland, 1994), que pour imiter l'impédance de l'oreille moyenne (Shaw & Stinson, 1983; Kringlebotn, 1988; Shera & Zweig, 1991). Concernant le conduit auditif, on retiendra la modélisation par ligne de transmission, laquelle se situe à mi-chemin entre la modélisation par paramètres localisés (Giguère & Woodland, 1994) et la méthode des éléments finis en termes de précision, complexité et domaine d'applicabilité (Mapes-Riordan, 1991).

#### **1.4.2 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 *et al.*, 2008; Ryherd *et al.*, 2012). Dans le cas d'un microphone intra-auriculaire, 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 & 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 & 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 au niveau de l'oreille moyenne (Mukerji *et al.*, 2010; Borg & Counter, 1989), soit au niveau neuronal (Creutzfeldt *et al.*, 1989), permettent à l'humain de se désensibiliser de nombre de ces bruits internes (voix, mastication, déglutition). Au niveau de 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 intra-auriculaire 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, via 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 des faibles rapports signal sur bruit (Beritelli *et al.*, 2002). Pour

pallier à 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 *et al.*, 2006; Sohn *et al.*, 1999). D'autres ont employé une analyse « long terme » du signal de parole (Ramirez *et al.*, 2004; Ghosh *et al.*, 2011).

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 *et al.*, 1992) ou de la modulation temporelle (Drullman *et al.*, 1994) sur l'intelligibilité. L'analyse spectro-temporelle, définie comme les études combinées de ces deux facteurs, occupe par ailleurs un rôle central dans la représentation de la parole (Elhilali *et al.*, 2003; Mesgarani *et al.*, 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 projet en cours : 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 *et al.*, 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 spectro-temporelle et comparée à un seuil pour distinguer les signaux avec parole des signaux sans parole.



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 intra-auriculaire), placé sur la face externe du bouchon (NaviSense, 2013; Honeywell Hearing Technologies AS, 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 lors que le porteur émet des perturbations puisque le protecteur réduit l'impact du bruit ambiant sur le microphone intra-auriculaire, 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).

### 1.4.3 Sensibilité auditive en oreille occluse

#### Problème

D'après ce qui a été présenté dans les sections 1.4.1 et 1.4.2, 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 en supposant qu'une telle occlusion ne modifie en rien le risque auditif, la correction qui relie le niveau de pression acoustique mesuré par un « bouchon dosimétrique » ( $L'_{PM}$ ) au niveau de pression équivalent « champ libre » ( $L'_{PM,FF}$ ) est alors donnée par la relation :

$$L'_{PM,FF} = L'_{PM} + MEC - TFOE \quad (1.6)$$

Cependant, deux études récentes (Keidser *et al.*, 2000; Gallagher *et al.*, 2014) 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 égale, pouvant aller jusqu'à 10 dB, entre les niveaux de bruit intra-auriculaires émis au moyen d'une source sonore intra-auriculaire (écouteurs intra-auriculaires, appareils auditifs) et ceux obtenus au moyen d'un haut-parleur situé plus loin de l'oreille. Quant aux résultats de la seconde étude (Theis *et al.*, 2012; Gallagher *et al.*, 2014), 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 *et al.*, 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 & Wiener, 1952; Robinson & Dadson, 1956; Sivian & 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 (Killion,

1978; Rudmose, 1982; Völk & Fastl, 2011; Florentine *et al.*, 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 & 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 & 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 intra-auriculaires 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 & Fastl (2011) en remplaçant le casque d'écoute par des écouteurs intra-auriculaires.
- Mettre au point un protocole expérimental unique qui permette 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 des hauts niveaux de bruit, ce que ne permettent généralement pas les comités d'éthique en recherche « civile ».



## CHAPITRE 2

### EFFECTS OF EARCANAL OCCLUSION ON HEARING SENSITIVITY : A LOUDNESS EXPERIMENT

Fabien Bonnet<sup>1</sup>, Hugues Nélisse<sup>2</sup>, Jérémie Voix<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,  
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

<sup>2</sup> Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail (IRSST),  
505 Boulevard de Maisonneuve Ouest, Montréal, Québec, Canada H3A 3C2

Article publié dans la revue « Journal of the Acoustical Society of America » en juin 2018  
(vol.143, issue 6).

#### 2.1 Abstract

Over the last century, hearing research has repeatedly reported differences in loudness perception when different types of transducers are being used. One of the effects of using different transducers is that listening may be performed via an open ear (loudspeaker), a cushioned ear (headphones), or an occluded ear (hearing aid receivers, insert earphones). The question of whether varying the acoustic load applied to the earcanal might impact hearing sensitivity has therefore become essential given the need to establish realistic noise damage risk criteria in an attempt to prevent noise-induced hearing loss for any given listening condition. Although such loudness discrepancies in the cushioned ear have been recently proven to be caused by loudness measurement artifacts, currently available data do not exclude a possible impact of earcanal occlusion on loudness perception. This paper presents the results of a loudness balance test carried out on 18 normal-hearing listeners. Using an earplug to occlude the canal, in-ear sound pressure levels were compared between the occluded ear and the cushioned ear at equal loudness. The results show agreement within 1 dB between the two listening conditions, and support the conclusion that loudness does not depend on the type of acoustic load applied to the earcanal.

## 2.2 Introduction

Loudness is usually defined as the subjective intensity of a sound. It has been extensively used by acousticians and hearing scientists to describe the potential effects of noise on human hearing. In 1933, Fletcher and Munson published their set of equal loudness contours (Fletcher & Munson, 1933), which served as the basis for the first standardization of A and B weighting filters. Today, the A-weighting filter remains the universal standard for sound exposure measurements whenever results relevant for hearing conservation are needed (ISO, 2013). Also, although auditory fatigue is detected primarily as an increase in hearing thresholds, it may as well be revealed by a decrease in loudness (Botte & Mönikheim, 1994; Florentine *et al.*, 2011). The measurement of loudness therefore appears as a valuable method for testing the dangerousness of noise. However, such measurements of loudness are subject to many artifacts, some of which relate to the “missing 6 dB” issue reported 70 years ago.

The so-called “missing 6 dB” case originates in the differences observed between the loudness induced by headphones (HPs) and that induced by a loudspeaker (LS). In 1949, Beranek stated that supra-aural HPs require that the sound level be 6-10 dB louder at the eardrum to elicit the same loudness perception as in a free sound field (Beranek, 1949) at low frequencies. Although largely unexplained at the time, these discrepancies were found to occur at thresholds (Sivian & White, 1933) as well as for supra-threshold loudness adjustments (Munson & Wiener, 1952; Robinson & Dadson, 1956). While the differences at the threshold point were then proved to be largely due to the masking effect of physiological noise (Killion, 1978; Rudmose, 1982), the effect for levels above threshold was more complex. According to Rudmose (1982), this was caused by : (i) mechanical coupling of the subject’s chair ; (ii) source location ; (iii) transducer distortion ; (iv) the formal procedure performed to balance the loudness, or (v) the monaural case problem (for monaural measurements, the non-tested ear should be properly occluded when performing the tests in a free-field to ensure only monaural data are compared and not binaural data). Rudmose accompanied this list of factors with strongly supportive data suggesting that if the procedures used in his experiments were followed there should be no missing 6 dB, and that the most influential factor was, in fact, the effect of the source’s location. Indeed,

it was shown that when matching a 100-Hz tone for loudness, a lower sound pressure level (SPL) at the eardrum was required for a distant LS rather than for a nearby LS. To explain this effect, which reached about 4 dB on three out of four listeners, Rudmose (1982) referred to the so-called “acoustic size.” This suggests that some subjects perceive a nearby source as much “smaller,” causing it to need more in-ear sound pressure to equal the loudness of a more distant –and thus, “larger”– source. Also, not only was this psychological effect reported as subject dependent, but also, it was reported that people could be trained to eliminate it. Later, Keidser *et al.* (2000) published a broad literature review regarding the equal loudness contours obtained with three types of transducers : LS, HPs, and in-ear monitors. This review, along with a new set of contours obtained on human subjects, suggests that an average of 10 dB higher of eardrum SPLs are required at 500 Hz for the occluded ear to perceive the same loudness as the open ear. Most importantly, the “open ear” here represents the ear excited by a free-field LS, while the term “occluded” refers to an ear excited either with insert earphones or hearing aid receivers. Well aware of the previous observations made about LS location (Rudmose, 1982), Keidser *et al.* (2000) mention that “acoustic size” is a factor that could possibly explain their results, though they also stated that there were no other data but Rudmose’s to support the “source location effect” theory. Nevertheless, the effects of source positioning on loudness are currently well documented in the literature (Zahorik & Wightman, 2001; Florentine *et al.*, 2011; Völk & Fastl, 2011) and it now seems evident that loudness cannot be solely described by the SPL and frequency at the eardrum. The source location effect is particularly important for binaural testing as it was shown that the perceived apparent source width decreases with increasing interaural cross-correlation (Potard & Burnett, 2004; Kasbach *et al.*, 2013). This may explain why the effect can reach as much as 20 dB in reverberant sound fields (Zahorik & Wightman, 2001), where interaural cross-correlation decreases sharply with increasing source distance (Hartmann *et al.*, 2005). Additionally, the fact that most anechoic chambers will not effectively absorb long wavelength sounds perhaps explains why the missing 6 dB issue was primarily reported for low frequencies. In the end, the only known way to guarantee the same loudness using two different transducers is to assure the same ear signals (time dependent sound pressure signals at the eardrums) in both situations, which can effectively be achieved by individual binaural

synthesis (Völk & Fastl, 2011). Finally, because the results reported by Keidser *et al.* (2000) include both monaural data and binaural data, they may also have been affected by two recently observed factors : the differences in binaural-to-monaural loudness ratios between HP and LS playback (Epstein & Florentine, 2009), and the frequency dependence of binaural loudness summation (Charbonneau, 2017). However, it is difficult to speculate as to which specific factors had an impact on the reported discrepancies as some of the above-listed factors are subject dependent or might depend on the acoustic properties of the room used for free-field listening (Florentine *et al.*, 2011). Also, although Völk and Fastl showed that “*the same sound-pressure time-functions in the auditory canal ensure the same loudness in LS and HP reproduction*” (Völk & Fastl, 2011), they did not verify whether this statement also applied to insert earphones. Therefore, some doubts remain with regard to the factors that caused the discrepancies observed with in-ear monitors, such as a potential influence from the acoustic load applied to the earcanal when the latter is occluded.

While some of the effects of closed hearing-aid fittings have been widely covered in the literature (Winkler *et al.*, 2016), the question of whether occluding the human earcanal can have an impact on hearing sensitivity is only a recent concern. Recently, Theis *et al.* (2012) released the results from a study for which a more extensive report is also available (Gallagher *et al.*, 2014). In this study, 20 human subjects were exposed to high levels of noise, and their effective noise dose was estimated by measuring their temporary threshold shifts (TTS). This was done for open ear exposure as well as for occluded ear exposure. In the latter case, the subjects wore earplugs, but steps in the experiment were taken to achieve the same in-ear SPLs as in the open-ear configuration. The results, although currently unexplained, revealed that “*94 dB SPL inside the ear under a hearing protection does not produce an equivalent auditory response to 94 dB in the free-field*” (Gallagher *et al.*, 2014). Quantitatively, the TTS-based noise dose calculations showed that the occluded ear received an average of 11 dB less noise exposure than the open ear. In other words, the estimation of the effective A-weighted SPLs when hearing protectors are worn such as described in ANSI S12.68 (ANSI, 2007), that is by simply subtracting the attenuation from the protector, would tend to overestimate the effective noise dose by an average of 11 dB. Such



findings, if confirmed, could obviously have a dramatic impact on current occupational noise exposure legislation, and are particularly important considering the new emergence of in-ear dosimeters (Bonnet *et al.*, 2015). Indeed, in-ear noise dosimetry is oftentimes integrated into hearing protection devices (Bessette & Michael, 2012; Theis *et al.*, 2012; Mazur & Voix, 2013), and new calibration factors would be needed in the case of so-called “dosimetric earplugs” to account for such a shift in the sensitivity of the hearing system due to occlusion of the earcanal.

This section has presented some known artifacts related to loudness measurements, which are essentially due to the use of unlike receivers (Epstein & Florentine, 2009) and/or varying source distances (Rudmose, 1982; Zahorik & Wightman, 2001). Such artifacts should therefore be avoided by using identical transducers positioned at equal distance from the ear. This paper aims to investigate the effects of earcanal occlusion on hearing sensitivity by comparing the loudness elicited by circum-aural HPs between the unoccluded ear and the ear occluded by an earplug.

### **2.3 Method**

The psychophysical loudness balance procedure used here to compare the loudness in the occluded and unoccluded (or “cushioned”; Sec. 2.3 will show that the unoccluded ear is in fact covered by HP cushions) ears consists in performing left-right loudness adjustments with HP-generated diotic noise stimuli, while having one ear occluded by an earplug. When the same loudness is achieved in both ears, the SPLs obtained in the occluded and unoccluded ears are compared by means of in-ear probe microphone measurements. The subjects, instrumentation, and loudness balance procedure are described in Secs. 2.3.1, 2.3.2 and 2.3.4, respectively. As the test-frequencies range from 125 Hz to 8 kHz, a simple acoustic model is also introduced (2.3.3) to better understand the results (Sec. 2.4) at high frequencies. This protocol was approved by the *Comité d'éthique pour la recherche*, ÉTS's internal review board.

### 2.3.1 Test-subjects

All subjects underwent a screening audiogram using Békésy's tracking method and were required to have hearing thresholds of 25 dB hearing level (HL), or less, across the frequency range of 125-8000 Hz. An otoscopic screening was also performed on both ears and the participants showed no abnormalities. The participants were asked to run a quick loudness balance (as described in Sec. 2.3.4, but with both ears unoccluded) training task that was repeated a maximum of two times until their standard deviation (STD) became 3 dB, or less (a series of preliminary tests were conducted in unoccluded ears and revealed that after training, most subjects were able to perform the requested balance task with an inter-trial STD below this 3 dB value). Two subjects who were unable to reach the 3 dB criterion after three attempts were not retained for the rest of the experiment. A total of 18 subjects (11 male, 7 female) with ages ranging from 22 to 50 yr (average 31 yr) completed the full study. All of the retained subjects eventually had hearing thresholds below 20 dB HL across the frequency range of 125-1000 Hz, and only 12 of them over the full range of 125-8000 Hz. Because 25 dB HL can be considered high for normal hearing (Martin & Champlin, 2000), the data analysis described in Sec. 2.4 was repeated on these 12 subjects only, which lead to similar results and the same conclusions as presented in this paper. Overall, the retained participants seemed to have a slightly better hearing in their right ear as the measured hearing thresholds were on average higher on their left side by 1-2 dB at most test-frequencies (this precision will be useful to understand the results presented in Sec. 2.4).

### 2.3.2 Instrumentation

The tests took place in a double-wall 10 m<sup>2</sup> Eckel (Eckel, Morrisburg, ON, Canada) audiometric sound booth, as shown in Fig. 2.1. Every participant had access to a computer mouse featuring a scroll wheel to adjust the loudness and the mouse was connected to a laptop located outside the room. The subject's input directives via the mouse wheel were converted into audio balance commands using Pure Data software (Pure Data community, <https://puredata.info/>) and an 8pre Universal Serial Bus (USB) audio interface (MOTU, Cambridge, MA). Circum-aural HPs with

high passive noise reduction (Fitcheck Solo™ by Michael Associates, Inc., State College, PA) were used for stimuli generation to avoid having the sounds originating from the mouse disturb the participant in any way during the balance process. Audio signal acquisition was made using a PXI-4462 DAQ acquisition module (National Instruments, Austin, TX) and MATLAB software (MathWorks, Natick, MA). SPLs were computed using MATLAB scripts.



Figure 2.1 (Color online) Subject wearing the HPs (b) and adjusting the mouse wheel (a) used for loudness equalization in the audiometric sound booth. The earpieces are fitted onto the subject's ears, under the HPs, and the microphones are connected to the battery-powered signal conditioning box (c) behind the subject

A schematic drawing of the acquisition setup and wiring is presented in Fig. 2.2. The in-ear sound signals were recorded on both ears and redirected in real time to the experimenter who could check that no parasite noise (cough, throat clearing, deep breathing, etc.) was produced by the subject during the measurements. Such in-ear measurements were made using recently developed earpieces designed by the authors to perform sound measurements both in the open and occluded ears (École de technologie supérieure, 2018). An open-type earpiece (OTE) was

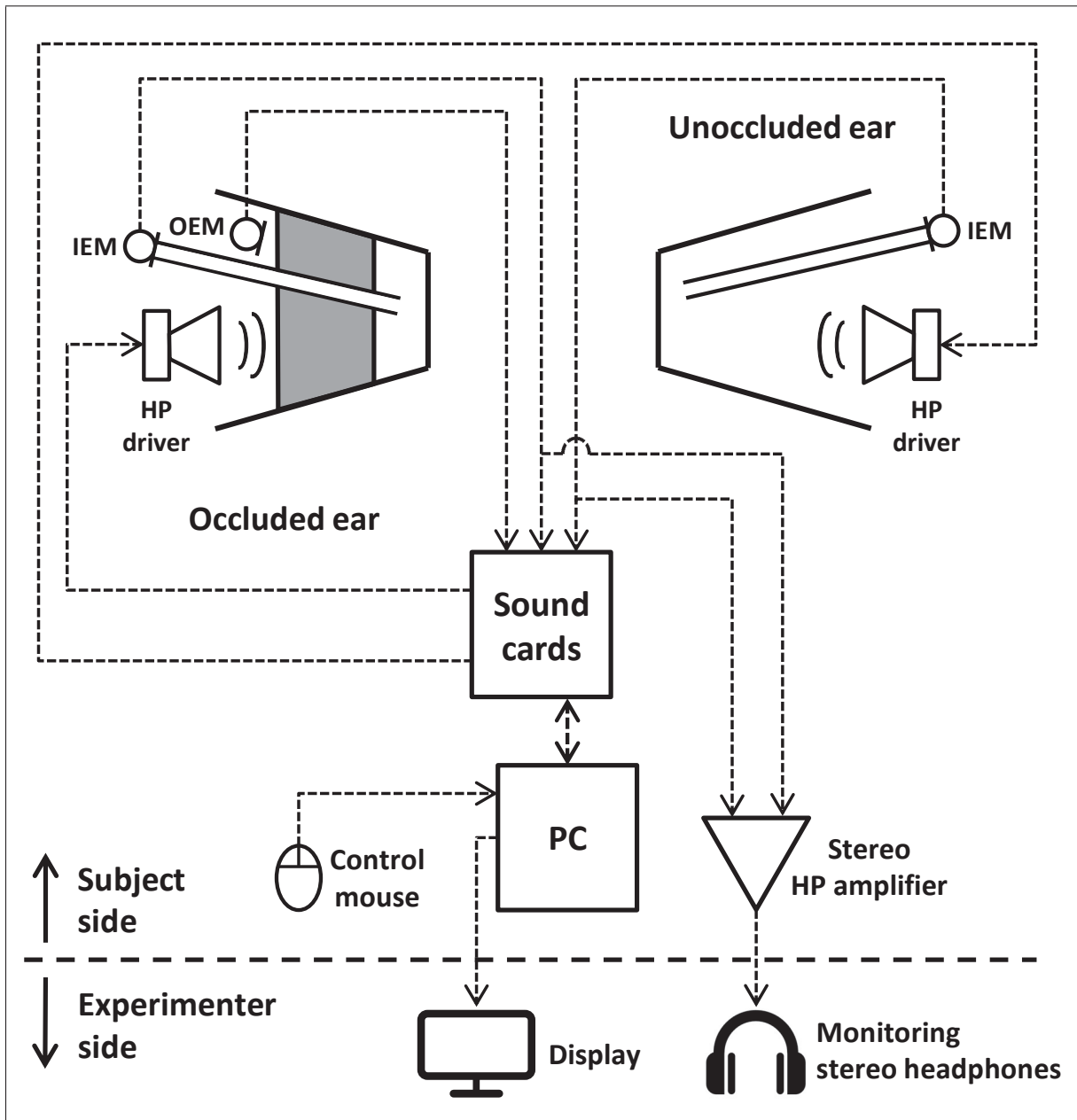


Figure 2.2 Schematic drawing of the acquisition setup

used to measure sound inside the unoccluded ear while a closed-type earpiece (CTE) was used to measure sound at the medial end of an occluding earplug. The two earpieces, shown in Fig. 2.3, are each made of miniature FG Series electret microphones (Knowles, Itasca, IL) connected to probe tubes of identical length to collect data occurring at approximately 8 mm past the ear canal

entrance when fully inserted. The acoustical effect of the probe tubes was assessed through preliminary calibration measurements where the microphone responses were recorded with and without the tubes under an identical sound field. The response of the probe-microphones was also compared between open-inlet and blocked-inlet (tube entrance blocked with thick, soundproof rubber material) conditions to ensure no sound leakage through the probe tube walls, revealing an overall noise reduction (NR) of the system of about 50 dB, which is much more than the moderate attenuation of the earplug used in this experiment (Fig. 2.4). During experimentation, daily calibrations were conducted with the two assembled earpieces to ensure that the relative sensitivity difference between the two probe microphones was precisely measured and then used to correct the interaural level differences (ILDs) presented in Sec. 2.4.

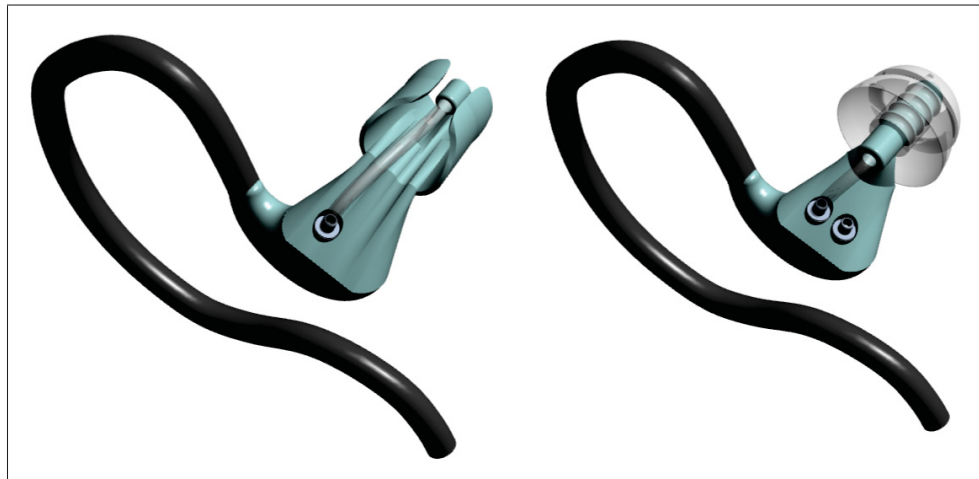


Figure 2.3 (Color online) Three-dimensional models showing the OTE (left) and the CTE (right). In-ear measurements are performed via thin probe tubes connected to miniature electret microphones. An outer-ear microphone (OEM) on the CTE makes it possible to measure earplug attenuation

For occluded ear measurements, the probe tube passes through a double-flanged earplug and another microphone allows for sounds measurements outside the ear canal (see Fig. 2.3). The SPL differences between the in-ear microphone (IEM) and the outer-ear microphone (OEM) can therefore be used to estimate the attenuation (in the form of NR) provided by the earplug and ensure that the earpiece is correctly fitted inside the auditory canal. Since the present study aims to investigate the effect of ear canal occlusion on loudness perception, it is believed that

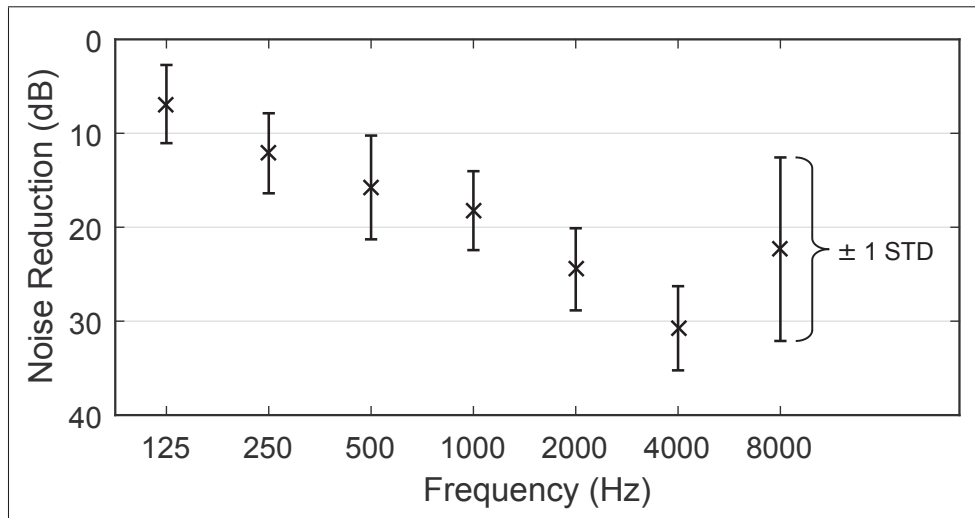


Figure 2.4 NR provided by the CTE, as measured on 18 subjects (36 ears) in third-octave band values. The NR was estimated by measuring the sound pressure ratio between the OEM and the IEM under continuous white noise delivered by the HPs, and removing the effect of the tube on the IEM. The values are typical of shallowly inserted pre-molded earplugs

maximizing the so-called “occlusion effect” (OE) increases the chances for such effect to be measured (the authors did not want to miss the opportunity to investigate potential psychological factors inherent to the increased perception of low-frequency physiological noise caused by the OE). Thus, as a deeper earplug insertion tends to decrease the OE (Berger & Kerivan, 1983; Dean & Martin, 2000; Lee, 2011), the CTE was inserted just enough (approximately 4 mm instead of the 8 mm for deep insertion) to provide a tight seal in the auditory canal. Fig. 2.4 presents the average attenuation obtained on the 36 ears tested over the 7 octave-band frequencies from 125 to 8000 Hz. The measured attenuation values are typical of this type of moderate pre-molded earplugs when shallowly inserted.

### 2.3.3 Canal correction acoustic modeling

Since the data were not collected directly at the eardrum, deviations from eardrum measurements are expected for high frequencies. This is caused by the presence of standing waves in the earcanal that may lead the measured in-ear SPLs to misrepresent the actual eardrum SPLs both

in the occluded and unoccluded ears. To quantify this effect, a simple acoustic model of the earcanal was developed. Considering the earcanal to be a lossless cylindrical tube terminated in an impedance  $Z_T$ , the equation for the ratio of the pressure at any point at a distance  $d$  from the eardrum ( $P$ ) to the pressure at the eardrum  $P_T$ , from Mapes-Riordan (1991), is :

$$\frac{P}{P_T} = \cosh(kd) + \frac{1}{Z_T} \times jR_0 \sinh(kd), \quad (2.1)$$

where  $R_0$  and  $k$  are the wave impedance and wavenumber, and  $Z_T$  is the eardrum impedance.

Using expression (2.1), the difference between the measured SPL (in-ear SPL along the earcanal) and eardrum SPL was computed at various measuring positions in the auditory canal. The eardrum impedance was simulated using Shaw and Stinson (1983). The resulting curves for the four higher test-frequencies, displayed in Fig. 2.5, are consistent with previous results obtained both with theoretical calculations (Gilman & Dirks, 1986) and canal-replica measurements (Chan & Geisler, 1990). Additionally, such curves stand both for open ear measurements and measurements made between the eardrum and the medial end of an earmold in the occluded ear (Chan & Geisler, 1990; Gilman & Dirks, 1986).

Fig. 2.5 shows clear dips (also called “antiresonance notches”) at the two highest frequencies, 4 and 8 kHz. For instance, a probe-microphone at 22 mm from the tympanic membrane may read up to 10 dB below the eardrum SPL at 4 kHz. Such results are, though, only indicative (especially for high frequencies) given that only a rough estimate of the earcanal geometry was used (Stinson & Lawton, 1989), and the positions of the 4 and 8 kHz dips are expected to vary across individuals. This was confirmed by recent real-ear measurements (unpublished results) made by the authors, revealing high disparities in the shapes of the 4 and 8 kHz curves while the 1 and 2 kHz curves remained globally the same for all subjects.

Since the same deviations from eardrum SPLs are expected in the occluded and unoccluded ears at one given position in the earcanal, such deviations may be ignored when comparing eardrum SPLs between the two listening conditions provided that all measurements were taken at equal

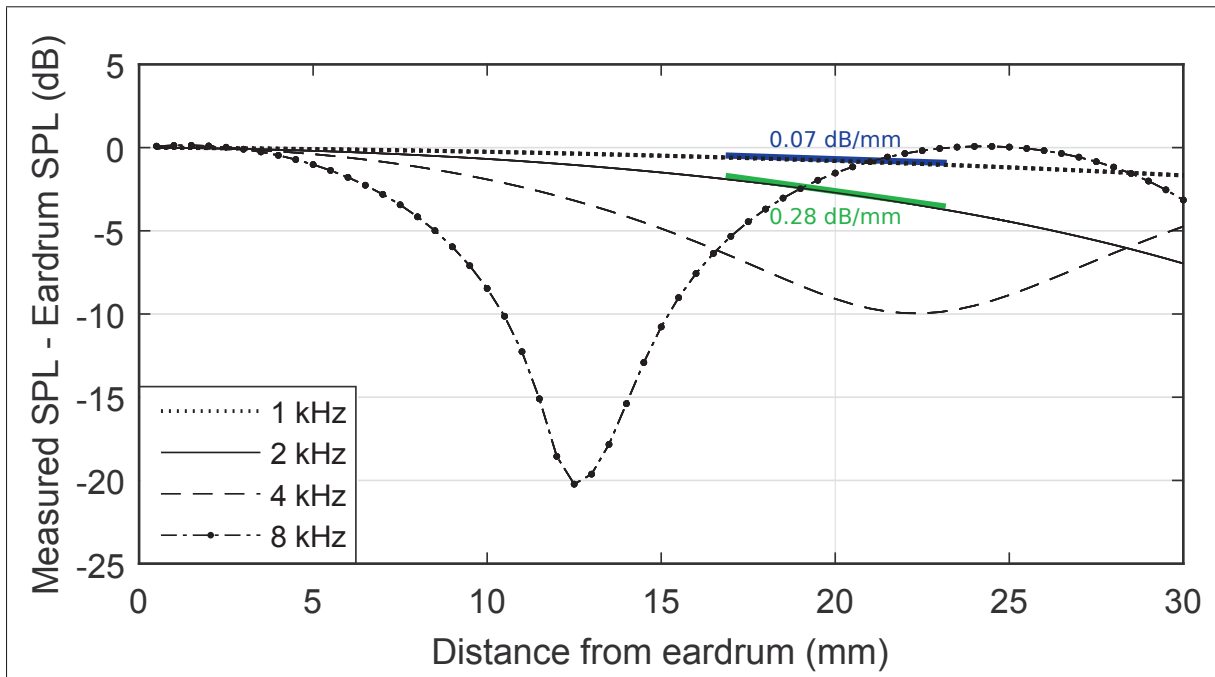


Figure 2.5 (Color online) Simulated difference between measured and eardrum SPLs at various measuring locations along the occluded or unoccluded ear canal, computed in third-octave band values at 1, 2, 4 and 8 kHz. The slopes of the 1 and 2 kHz curves are indicated at 20 mm from the eardrum

distance from the eardrum. In this experiment, the distance from probe to eardrum was not assessed. Since the human ear canal may present length variations reaching more than 10 mm between individuals (Stinson & Lawton, 1989; Ballachanda, 2013), it is difficult to speculate on the resulting differences between measured SPLs and eardrum SPLs. The insertion depth is, however, relatively well known with the designed earpieces. As mentioned in Sec. 2.3.2, the CTE was only shallowly inserted to maximize the OE. On the other hand, the OTE was fully inserted to avoid earpiece displacements during experimentation. Hence, the probe tip rested around 4 mm past the ear canal entrance in the occluded ear, rather than 8 mm in the unoccluded ear. Since this study is to compare SPLs in the occluded and unoccluded ears, such a shift in measurement position may significantly affect the results above 1 kHz. Because of the expected intersubject variability in the shapes of the 4 and 8 kHz curves and the lack of data regarding probe-to-eardrum distances, the impact of this 4-mm shift on the results is hard to predict at these frequencies. Nonetheless, the impact at 1 and 2 kHz can be reasonably estimated using



Fig. 2.5. Taking 26 mm as the average length of the ear canal, the probe-to-eardrum distance can be assumed to be 22 mm in the occluded ear and 18 mm in the unoccluded ear. Thus, using the slopes of Fig. 2.5 at 20 mm from the eardrum, it is thought that the 4 mm shift between the two earpieces caused the occluded ear's SPLs to be underestimated by about 1.1 dB at 2 kHz and 0.3 dB at 1 kHz, as compared to the unoccluded ear.

### **2.3.4 Procedure**

The subjects remained seated during the experiment and were to perform left-right loudness adjustments using the provided HPs and computer mouse (see Fig. 2.1), while having one ear occluded by an earplug. As each test stimulus was presented diotically, the aim was for the subject to obtain the same loudness in the occluded and unoccluded ears. The balance approach and test stimuli used for loudness equalization are detailed in Secs. 2.3.4.1 and 2.3.4.2, respectively.

#### **2.3.4.1 Loudness balance approach**

Each subject was tested for all octave band center frequencies from 125 to 8000 Hz in two mirror tasks. In the first task (further referred to as "task L") the participant's left ear was occluded, whereas in the second task (further referred to as "task R") the right ear was occluded. Before each task, the two earpieces were carefully fitted into the subject's ears and the HPs properly adjusted over them. Binaural white noise was then played through the HPs for 20 seconds, allowing for the CTE's attenuation to be measured (see Fig. 2.4) as well as the sound pressure ratio between the two in-ear probe tube microphones. To compensate for the attenuation provided by the earplug, the latter ratio was then used to correct the signal gain to be sent to the occluded ear during the loudness adjustments. Each task could last between 10 and 25 minutes depending on the participant's speed, and was started only about 1 minute after the end of white noise presentation to avoid confusion. Within each task, the following sequence was presented three times (more details about the noise stimuli are given in Sec. 2.3.4.2) : 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz, 8 kHz, 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz. Thus, the subject was to balance every test-frequency three

times, except for the 1000-Hz stimulus, which was adjusted six times for increased accuracy. This number of iterations was carefully determined so that the total test duration for one subject (70 minutes, on average) did not exceed 90 minutes, to maintain a good balance between results quantity and results quality (Schatz *et al.*, 2012). Since the within-subject STD was measured to be on average 3 dB at all frequencies, which equals the maximum variability observed on most subjects when no apparent tiredness was involved (see Sec. 2.3.1), it is believed that the performed number of iterations was quite appropriate for the designed leveling task.

To prevent the participants from focusing their attention on one ear, the loudness balance was done in a binaural manner. That is, if the subject increased the stimulation level by  $x$  dB in one ear, it would cause the level to decrease by  $x$  dB in the opposite ear at the same time. The mouse wheel was used to balance noise from one ear to the other, with a resolution of 1 dB (preliminary testing revealed this value to be the most appropriate for the designed leveling task) and a range of 30 dB in both ears (i.e., the smallest and largest interaural level variations available were 2 dB and 30 dB respectively). The subjects were asked to click the left mouse button whenever they were finished balancing and satisfied that they were meeting the left-right equal loudness target. Following the click, the noise levels were kept constant on both sides for 3 seconds and the in-ear SPLs were automatically measured and computed over a 2-second period (period during which the participants were informed that they should remain as quiet as possible). The noise stimuli were then automatically switched to the next octave-band test-frequency and the audio balance was randomly reset to one of the 31 positions available to ensure that the participant remained active during the exercise. In addition, the direction of the mouse's scrolling wheel used to increase the SPL on a given ear was randomly reset after each adjustment. Fig. 2.6 shows an example of what the measured in-ear SPLs looked like over time during loudness equalization.

#### **2.3.4.2 Test-stimuli**

Because loudness is frequency dependent, particular attention must be paid to avoid balancing loudness between spectrally different signals. Narrow band noise stimuli with a bandwidth of

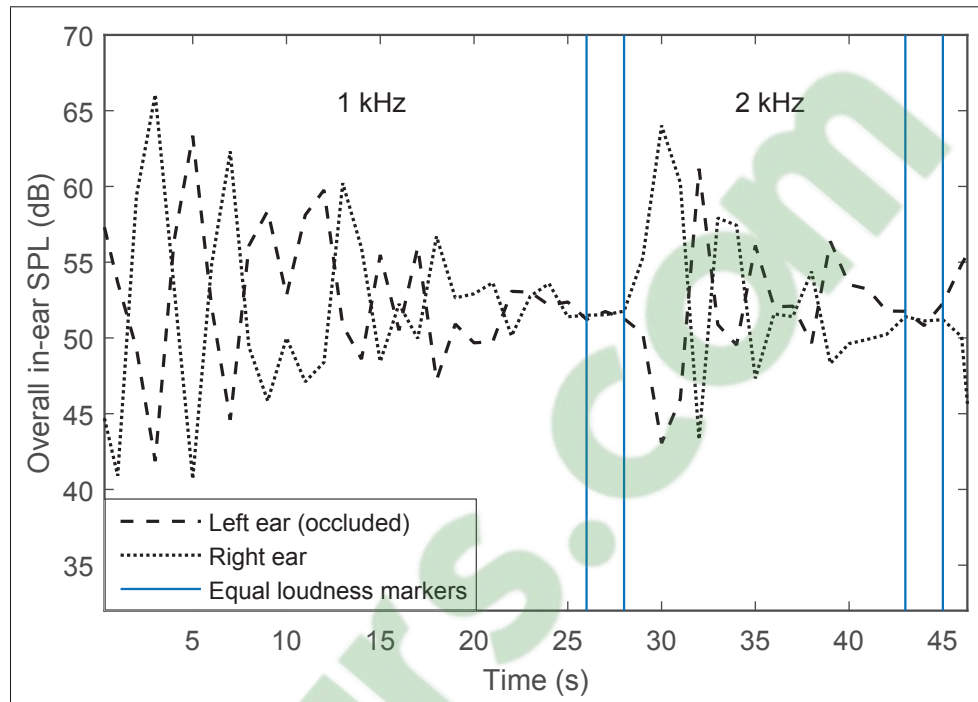


Figure 2.6 1-second in-ear equivalent continuous SPLs ( $L_{eq,1s}$ ) as a function of time during loudness equalization measured on one subject at 1 and 2 kHz (the participant's left ear was occluded by the CTE). The values shown during the 2-second periods delimited by the markers correspond to the equal loudness levels captured after the mouse click. In this example, the levels selected for equal loudness are very close between the two ears

one-eighth of an octave were therefore used to produce almost identical frequency content on both ears despite the non-uniform attenuation of the earplug. The stimuli were calibrated on a 45CB acoustical test fixture (GRAS Sound and Vibration A/S, Holte, Denmark) so that when the participants selected the same SPLs in both ears, the elicited loudness should correspond to a value of approximately 50 phons (which is considered moderately loud) at all frequencies. The left and right stimuli were phase-uncorrelated to avoid any impact from a potential interaural time difference (ITD) caused by the earplug. This latter point is critical, as it was recently found by the authors that the phase delay introduced by the earplug with coherent (phase-correlated) stimuli had had a great impact on previous tests results (Bonnet *et al.*, 2016) for frequencies below 2 kHz. Indeed, with diotic stimulation, the requested loudness equalization exercise resembles a lateralization task where the subject aims to center a sound image in one's head. For

frequencies up to 1500 Hz, the apparent lateral position of the auditory image indeed depends both on ILDs and ITDs (Yost, 1981).

## 2.4 Results

The average interaural level difference at equal loudness (further referred to as “AILDEL value”) was computed for each subject and each test-frequency, for the two tasks described in Sec. 2.3.4. Each AILDEL value was calculated as follows :

$$\text{AILDEL} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [L_{\text{Pleft}} - L_{\text{Prigh}}]_i, \quad (2.2)$$

where  $L_{\text{Pleft}}$  and  $L_{\text{Prigh}}$  are the equal loudness SPLs in the left and right ears respectively, and  $n$  is the number of loudness adjustments performed at the selected frequency ( $n = 3$  for all frequencies except 1 kHz where  $n = 6$ ).

If earcanal occlusion does not affect loudness perception, such AILDEL values should be the same regardless of the ear wearing the earplug. Thus, to investigate the effect of an earplug occluding the canal, the calculated AILDEL values were compared between task L and task R. Fig. 2.7 compares the ILDs measured inside the subjects’ ears between task L (left ear occluded) and task R (right ear occluded). As a mean to control the results presented in this study, the subjects were also asked to perform a quick third task at the end of the experiment with both ears unoccluded and only two iterations per frequency. The results from this control task (not shown) were very similar to the two tasks shown in Fig. 2.7.

Wilcoxon signed-rank tests were run to compare the AILDEL values of task L and task R at each of the seven test-frequencies. Except for the 2 kHz frequency ( $Z = -2.94$ ,  $p = 0.003$ ), no statistical differences were found at the 5% significance level. This trend appears unchanged even if a Bonferroni correction is applied ( $\alpha = 0.007$ ). However, because of the standing waves forming in the earcanal and the deviations in microphone positioning (the microphone in the CTE was further away from the eardrum than in the OTE), the SPL differences between

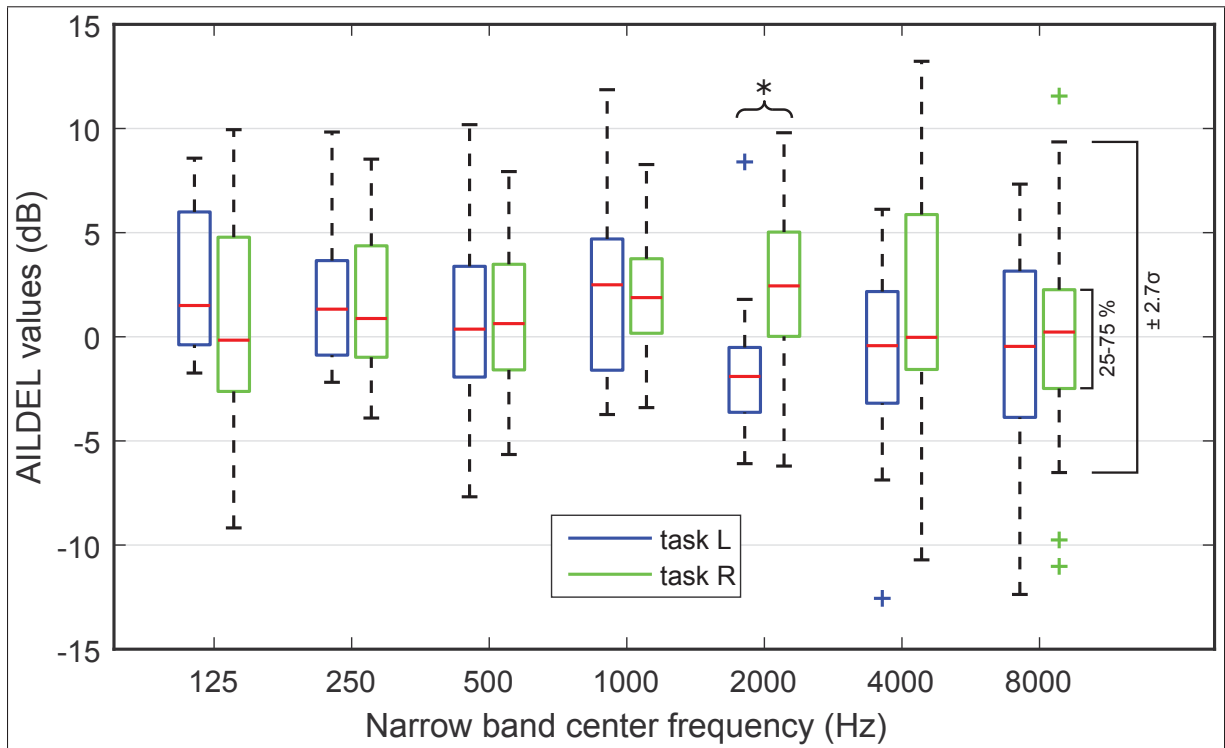


Figure 2.7 (Color online) Box and whisker plot ( $N = 18$ ) comparing the AILDEL values of task L and task R at the different test-frequencies. The red lines represent the median, while the crosses represent the outliers. Statistically significant differences are marked with an asterisk (\*). When higher SPLs are selected in the occluded ear, positive and negative results should be observed in task L and task R, respectively (the opposite trend accounts for higher SPLs selected in the unoccluded ear)

the occluded ear and the unoccluded ear are believed to be significantly underestimated at 2 kHz. Repeating the same statistical tests with adjusted values using the acoustical corrections presented in Sec. 2.3.3 revealed similar distributions ( $p > 0.05$ ) at all of the test-frequencies. Overall, Fig. 2.7 shows that similar SPLs were selected in the occluded and unoccluded ears for equal loudness. This comparison between task L and task R avoids biased conclusions due to initial hearing sensitivity differences between the participants' left and right ears. By looking at task L's results only, from 125 to 1000 Hz, one could indeed think that the earplug caused higher SPLs to be selected in the left ear for equal loudness. The similarity of the results obtained in task R suggests that such a difference is, in fact, not caused by the earplug, but more likely, it is due to the trend by which more subjects selected higher SPLs in their left ear at these

frequencies. Besides, such a trend to select higher SPLs in the left ear is not surprising as a slight overall hearing asymmetry has already been found in the subjects' audiograms (see Sec. 2.3.1). The AILDEL values of task L and task R may, in fact, be written as follows :

$$\text{AILDEL}_L = \Delta_{\text{earplug},L} + \Delta_{\text{subject}}, \quad (2.3)$$

$$\text{AILDEL}_R = -\Delta_{\text{earplug},R} + \Delta_{\text{subject}}, \quad (2.4)$$

where  $\Delta_{\text{earplug},L}$  and  $\Delta_{\text{earplug},R}$  are the effects of the earplug on the equal loudness level difference in task L and task R, respectively, and  $\Delta_{\text{subject}}$  is the initial hearing sensitivity difference that exists between the participant's left and right ears.

The expression that follows calculates the average (both tasks included) effect of the earplug :

$$\begin{aligned} \Delta_{\text{earplug}} &= \frac{\Delta_{\text{earplug},L} + \Delta_{\text{earplug},R}}{2} \\ &= \frac{\text{AILDEL}_L - \text{AILDEL}_R}{2}, \end{aligned} \quad (2.5)$$

Using expression (2.5), the average effect of the earplug was calculated for each of the 18 tested participants, and the mean values are shown in Table 2.1. The 1 and 2 kHz values were adjusted using the canal corrections presented in Sec. 2.3.3.

Table 2.1 confirms earlier observations, namely that the earplug (and therefore, canal occlusion) had no impact on the equal loudness values. An increased dispersion of the results is visible at 4 and 8 kHz.

Tableau 2.1 Intersubject mean and STD ( $N=18$ ) of the average effect of the earplug ( $\Delta_{\text{earplug}}$ ) at the different test-frequencies. A positive effect accounts for higher SPLs selected in the occluded ear. Correction factors of +0.3 dB and +1.1 dB were applied at 1 and 2 kHz respectively (values in bold below)

Frequency (Hz)	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Mean (dB)	0.7	0.2	-0.1	<b>0.4</b>	<b>-0.9</b>	-1.1	-0.6
STD (dB)	2.0	2.0	2.5	2.0	2.2	3.5	4.1

## 2.5 Discussion

Fig. 2.7 shows no statistical difference between the AILDEL values of task L and task R at all frequencies, except for 2 kHz. The effect at 2 kHz is, however, believed to be due to the discrepancies in microphone positioning between the occluded ear and the unoccluded ear as repeating the analysis using corrected values according to Sec. 2.3.3 revealed no differences. Such discrepancies, combined with a high intersubject standing-wave pattern variability at higher frequencies (see Sec. 2.3.3), had the direct effect of increasing the dispersion of the results above 2 kHz. Depending on the positions of the antiresonance notches shown in Fig. 2.5, placing a microphone further away from the eardrum can result either in a loss or a gain of measured sound pressure, which contributes to the higher STDs observed at 4 and 8 kHz in Table 2.1. Thus, the authors wish to inform the reader that the results at these two frequencies are rather uncertain and should be considered with caution.

Several potential explanations were proposed to account for the differences observed in the auditory response between the open ear and the occluded ear (Gallagher *et al.*, 2014) : changes in the acoustic impedance of the tympanic membrane due to occlusion of the auditory canal, changes in the acoustic reflex and ossicular chain dynamics when the ear is occluded, or reduction in the stress reaction as a result of the increased perceived safety by the individual when wearing a hearing protector. This last possibility is, however, regarded as unlikely by the authors as previous studies have shown a negative relationship between physiological arousal and the magnitude of TTS (Thompson *et al.*, 1987; Muchnik *et al.*, 1992). When discussing the discrepancies observed in the loudness contours between free-field and hearing aid stimulation,

Keidser *et al.* wrote that “one possibility is that occlusion of the canal changes the relationship between SPL near the eardrum and the power entering the middle ear system” (Keidser *et al.*, 2000). If such a change were to exist, or if a change should occur in the impedance of the acoustic membrane, it is expected that the present study would show significant effects caused by the earplug on loudness balance results. However, this is not the case as all differences reported in Fig. 2.7 and Table 2.1 are minor and not statistically significant. Indeed, after removing all known artifacts related to loudness measurements (see Secs. 2.2 and 2.3), it is believed that there should be no difference in the loudness perception between the cushioned ear and the occluded ear. This is also supported by the fact that, to the authors’ knowledge, no significant differences have ever been reported in the reference audiometry thresholds between insert earphones and supra-aural HPs. In other words, threshold occurs at a constant eardrum pressure (Killion, 1978; Wilber *et al.*, 1988).

The intriguing data (Theis *et al.*, 2012; Gallagher *et al.*, 2014) originating from TTS measurements (see Sec. 2.2) remain, however, unexplained in the light of these results. The present study was conducted using shallowly inserted earplugs to maximize the OE, but could be repeated with deeply inserted earplugs for confirmation. Also, the supra-threshold stimulation levels were set at 50 phons as the experiment was limited by the inability of the HPs and audio interface to deliver the same SPL and sound quality in both the protected and unprotected ears at higher levels. The use of higher stimulation levels would help to investigate the acoustic reflex explanation (Keidser *et al.*, 2000; Gallagher *et al.*, 2014), since such a reflex is usually associated with higher level sounds above 85 dB SPL. Finally, the loudness balance procedure used by Völk and Fastl (2011) could be repeated with insert earphones to confirm the present findings. Such a procedure, which uses individual binaural synthesis so that the eardrum signal generated by receivers at the ear and that coming from free-field stimulation are strictly identical during loudness equalization, showed no differences between the open ear and cushioned ear when comparing the loudness induced by HPs to that of a LS. Hence, results are consistent with recent studies suggesting loudness does not depend on the type of acoustic load applied to the earcanal.



This outcome is of particular relevance for in-ear noise dosimetry where measurements of the sound exposure levels are often performed in the occluded ear. Since the authors have no other data but those from Theis et al. (Theis *et al.*, 2012; Gallagher *et al.*, 2014) to support the theory of a change in hearing sensitivity when the earcanal is occluded, the use of correction factors to account for such a change is not recommended as it would likely lead to the underestimation of the actual noise exposure received by individuals wearing earplugs or in-ear monitors. Similarly, these results could serve as evidence for the validity of fit-check systems, used to estimate the effectiveness of hearing protection devices (Voix *et al.*, 2019). Such systems either make use of objective or subjective measurements, the latter being performed either at threshold or supra-threshold levels. As this study suggests that a relationship between loudness and SPL at the eardrum exists regardless of the acoustic load applied to the ear, it implies that such objective and subjective methods should be equivalent as long as the right experimental procedures are used. Besides, future or current systems that rely on the loudness balance method could perhaps benefit from the experimental design presented in this paper.

## **2.6 Conclusions**

The aim of this paper was to investigate the effect of earcanal occlusion on loudness perception. Using an earplug to occlude the earcanal, the in-ear SPLs were compared between the occluded ear and the unoccluded ear at equal loudness. The results support the conclusions that such an effect does not exist and that, if the right experimental procedures are used, there should be no difference in loudness perception among the occluded, cushioned or open ear. The factors put forward many years ago to explain the “missing 6-dB” issue are believed to be responsible for the loudness discrepancies observed between in-ear receivers and free-field stimulations.

## **2.7 Acknowledgments**

The authors would like to acknowledge the financial support received from the *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail* (IRSST) and the NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS).



## CHAPITRE 3

### INDIVIDUAL IN-SITU CALIBRATION OF IN-EAR NOISE DOSIMETERS

Fabien Bonnet<sup>1</sup>, Hugues Nélisse<sup>2</sup>, Marcos A.C. Nogarolli<sup>1</sup>, Jérémie Voix<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,  
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

<sup>2</sup> Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail (IRSST),  
505 Boulevard de Maisonneuve Ouest, Montréal, Québec, Canada H3A 3C2

Article soumis à la revue « Applied Acoustics » en février 2019.

#### 3.1 Abstract

The noise exposure of a given individual is commonly assessed using conventional measurement tools such as sound level meters or personal noise dosimeters. While generally effective, the underlying techniques only provide information about the ambient noise levels, and fail to account for the attenuation provided by potential hearing protectors being worn. Assuming that the risk of hearing loss is directly related to the sound pressure levels (SPLs) at the eardrum, in-ear noise dosimetry (IEND) is a promising approach to continuously monitor an individual's noise exposure inside the ear and better predict the energy that ultimately reaches the inner ear. Current IENDs, however, do not allow direct measurement of eardrum SPLs, as the in-ear microphone is typically located at a certain distance from the tympanic membrane. Furthermore, because of the inter-individual variability in the earcanal's size and geometry, the correction to convert such distant measured values to the eardrum may be significantly different between two individuals wearing the same IEND. This paper proposes a personal in-situ calibration procedure to identify the appropriate acoustical corrections for IEND measurements that aim to assess an individual's noise exposure at the eardrum. A computational method, together with prototypes, were developed using data collected on human test-subjects and simulation tools. Preliminary results obtained with the developed instrumentation suggest that the proposed

method can effectively be used in open (unprotected) ears, ears occluded by earplugs, or ears covered with earmuffs.

### 3.2 Introduction

Everyday, hundreds of millions of workers worldwide are exposed to noise levels that are likely to affect their hearing. Noise at work remains a major concern, not only in developing nations, but also in many developed countries. In 2000, 7% of European workers reported that their work activities had affected their health and led to hearing disorders (Schneider *et al.*, 2005). And yet, noise-induced hearing loss (NIHL) is in practice avoidable, provided that excessive noise exposure of the affected workers is detected before it is too late. Unfortunately, all too often, the safety measures that could prevent NIHL are not applied because the workers at risk were not identified. Such measures may include noise control measures, the use of appropriate hearing protection devices (HPDs), or administrative controls like the introduction of shorter working hours. To ensure the timely implementation of such measures, it is essential that the noise exposure levels of any given individual be precisely established in the workplace.

Personal noise exposure measurements aim to assess the noise exposure of a person, usually a worker, to ensure compliance with the occupational exposure limits of a given legislation. Such assessment is typically done through the determination of two variables : the ambient (unprotected) noise levels received by the individual, and the attenuation provided by the HPD (if HPDs are worn). The ambient noise levels can be estimated using standard sound level meters or, for more precision, using personal body-mounted dosimeters. Personal noise dosimeters are particularly interesting in situations in which the acoustical environment varies significantly over time, as these devices can track sound exposure near the ears of the individual (they are usually worn on the shoulder). Nevertheless, these present issues related to microphone placement effects (Byrne & Reeves, 2008) and the influence of the wearer's voice on noise measurements (Ryherd *et al.*, 2012), and cannot account for the attenuation provided by potential HPDs. Moreover, despite the progress achieved to estimate the field performance of HPDs, current fit-testing methods still suffer from a number of uncertainties (Voix *et al.*, 2019) that make it

difficult to establish the effective attenuation of a particular HPD at a given time, on a given individual. Finally, personal noise dosimeters only provide information about the ambient noise levels, hence failing to account for wearer placement effects and inter-individual differences in the wearers' ear geometries. Different people subjected to the same ambient noise level may indeed receive significantly different sound pressure levels (SPLs) at the eardrum, and the in-ear SPLs received by a given person may also vary as a function of the latter's head and body orientation. And while the damage risk criteria of existing noise standards refer to free-field measurements, it is commonly believed that the risk of hearing loss is more directly related to the levels received at the tympanic membrane (Smalt *et al.*, 2017).

In light of the aforementioned issues, promising systems providing continuous monitoring of an individual's noise exposure directly inside the ear have begun to emerge (Bessette & Michael, 2012; Theis *et al.*, 2012; Mazur & Voix, 2012). Not only are these systems able to account for HPD attenuation, but they are also sensitive to the effects of the wearer's placement and to the unique shape of each individual's ears. However, current in-ear noise dosimeters (IENDs) do not allow direct collection of eardrum data, as their featuring in-ear microphone is typically maintained at a certain distance from the membrane for obvious comfort and safety reasons. Hence, a correction is needed to convert the measured SPLs to the eardrum (Bonnet *et al.*, 2018). Although an average correction can be used, such as that measured on a mannekin (Mazur & Voix, 2012), individual correction factors should provide better results by considering the very distinct geometry of every ear canal. The present paper proposes a method that aims at the individual in-situ calibration of IENDs, through the use of personal in-ear to eardrum correction factors. The acoustics of the ear canal are described in Sec. 3.3, while Sec. 3.4 presents the method and prototypes developed to conduct improved IEND measurements in the open or occluded ear. The results are presented in Sec. 3.5 and followed by a broad discussion about the suggested method and its application with regards to current noise standards (Sec. 3.6).

### **3.3 Acoustics of the earcanal**

The method that will be described further relies on a broad understanding of the acoustics of the earcanal. This section will detail the physical phenomena on which this method is based, both in the open ear and occluded ear. The analysis will be supported by acoustic simulations and data collected on human test-subjects, for which the protocol was approved by the *Comité d'éthique pour la recherche*, ÉTS's internal review board.

#### **3.3.1 Open earcanal**

In an open configuration (unoccluded ear), the external auditory canal acts essentially as a tube, terminated at one end by the eardrum. While its typical length range is 23-28 mm, the literature reports length variations reaching more than 10 mm between individuals (Ballachanda, 2013). The impacts of such differences on in-ear measurements are illustrated in Secs. 3.3.1.1 and 3.3.1.2.

##### **3.3.1.1 Acoustic modeling**

For the purposes of this study, a simple analytical model of the earcanal was developed using the transfer-matrix method (Munjaj, 2014). Based on this approach, the horn represented by the earcanal was modeled as a series of conical transmission-line dissipative elements, where the matrix parameters of each element are given by Mapes-Riordan (1991). The termination impedance, represented by the eardrum (including the load impedance of the middle ear), was simulated using the lumped-parameter model of Shaw & Stinson (1983). Modeling the middle ear cavities as analogous electrical components has obvious limitations at higher frequencies, since the product of the wavenumber and the largest dimension of the cavity (10 mm is typical of the middle ear) should be much lower than 1 (Beranek, 1986), but is sufficient to illustrate the acoustical principles used in this study. For validation, predictions from the model were compared to measurements (more details about the measurement procedure with human participants are given in Sec. 3.3.1.2) performed in a real earcanal of known dimensions (further

referred to as “earcanal E”), used here as a reference. The three-dimensional (3D) geometry of this reference participant’s earcanal was extracted from magnetic resonance imaging (MRI) conducted on the subject in a recent study (Benacchio *et al.*, 2018), and the methodology from Stinson & Lawton (1989) was thereafter used to achieve the cross-sectional profile (Fig. 3.1) to be fed to the analytical model developed. Fig. 3.2 compares the pressure transformation from earcanal entrance (ECE) to the eardrum between model predictions and measurements.

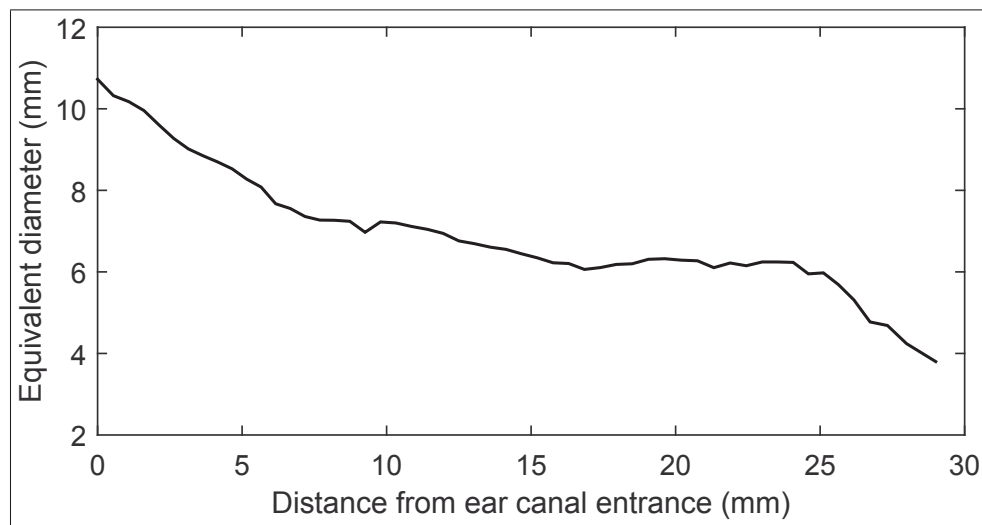


Figure 3.1 Geometric profile of earcanal E. A series of cross-sectional diameters (approximately one every 0.5 mm) were used to describe the canal’s shape from its entrance to the eardrum (from left to right in the figure). These cross-sectional dimensions were extracted from a 3D model of the human subject (Benacchio *et al.*, 2018) using the methodology of Stinson & Lawton (1989)

Fig. 3.2 shows a pressure increase at the eardrum for frequencies between 3 and 5 kHz, as compared to the ECE. Such an increase is caused by sound partly reflected by the eardrum, since the acoustic pressure at any point in the canal results from the combined pressures of the incident and reflected waves. At a measuring distance of approximately one quarter-wavelength back from the closed end, the reflected wave has traveled one half-wavelength longer than the incident wave, hence leading to a standing-wave minimum at the measurement position, while the pressure at the harder end (eardrum) is always highest. Because this quarter-wavelength minimum occurs right at the ECE, it also represents the natural resonance of the earcanal. Fig. 3.2

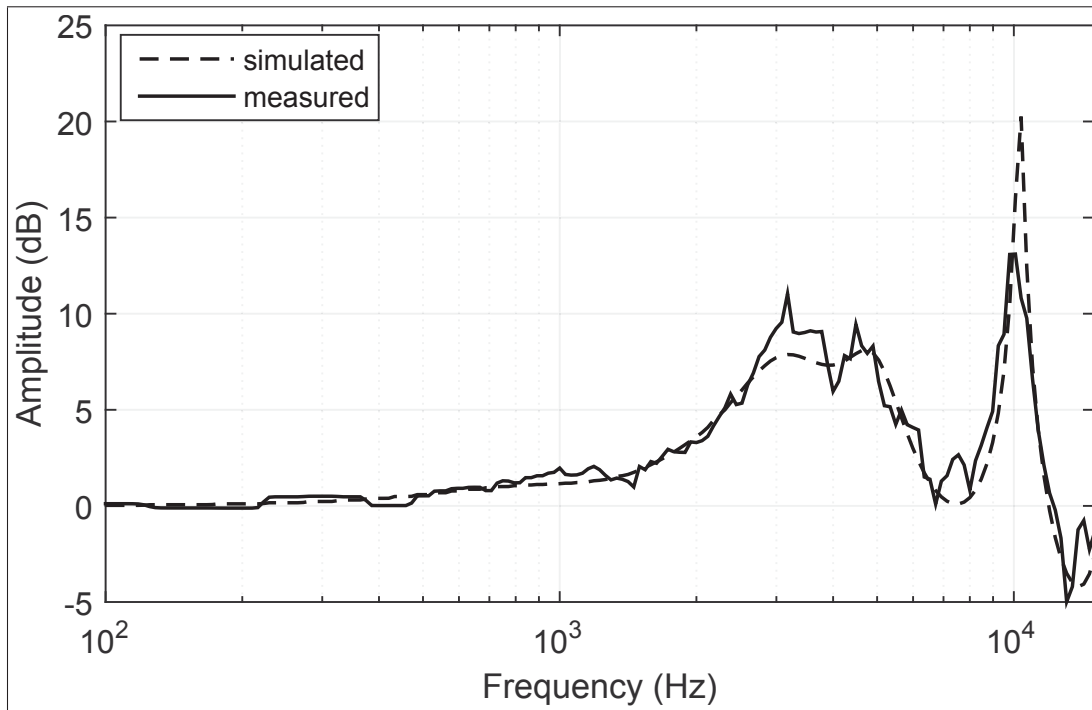


Figure 3.2 Sound pressure transformation from eardrum compared between model predictions and real-ear measurements for earcanal E of known dimensions (Fig. 3.1). Results are presented in  $1/24^{\text{th}}$  octave band frequencies, and align well up to 10 kHz. The first and second peaks represent the first and second natural resonances of the earcanal, and are typical of the human ear. Model predictions overestimate the amplitude of the second resonance

demonstrates good agreement between the model predictions and real-ear measurements up to the second resonance of the earcanal.

For in-ear dosimetry measurements, a microphone (or probe-microphone) is placed inside the earcanal to measure the noise exposure. It is usually not located at the ECE, but rather in between the ECE and the eardrum. When the measurement microphone (MM) is moved further inside the canal, the standing-wave minimum increases in frequency as the distance from the reflecting eardrum decreases. This is visible in Fig. 3.3, which shows the pressure transformations from MM to the eardrum, further referred to in the paper as microphone-to-eardrum correction (MEC), at various measuring positions along the earcanal. Fig. 3.3 also illustrates the second role played by the eardrum, which does not act as a perfectly rigid termination. Instead, its complex structure



tends to attenuate the impact of standing waves, more particularly for mid-frequencies. As the standing-wave minimum increases in frequency, its amplitude also increases with the eardrum acting more like a rigid termination, and a clear peak appears in the MEC. Finally, Fig. 3.3 demonstrates the importance of an individual MEC for in-ear dosimetry, as two persons wearing the same “dosimetric earpiece” may present significant differences in the frequency at which the quarter-wavelength minimum occurs (further noted as  $f_{\text{peak}}$ ), especially if their earcanals differ significantly in size. Thus, the use of a group average MEC could result in poor estimates of the sound spectrum at the eardrum.

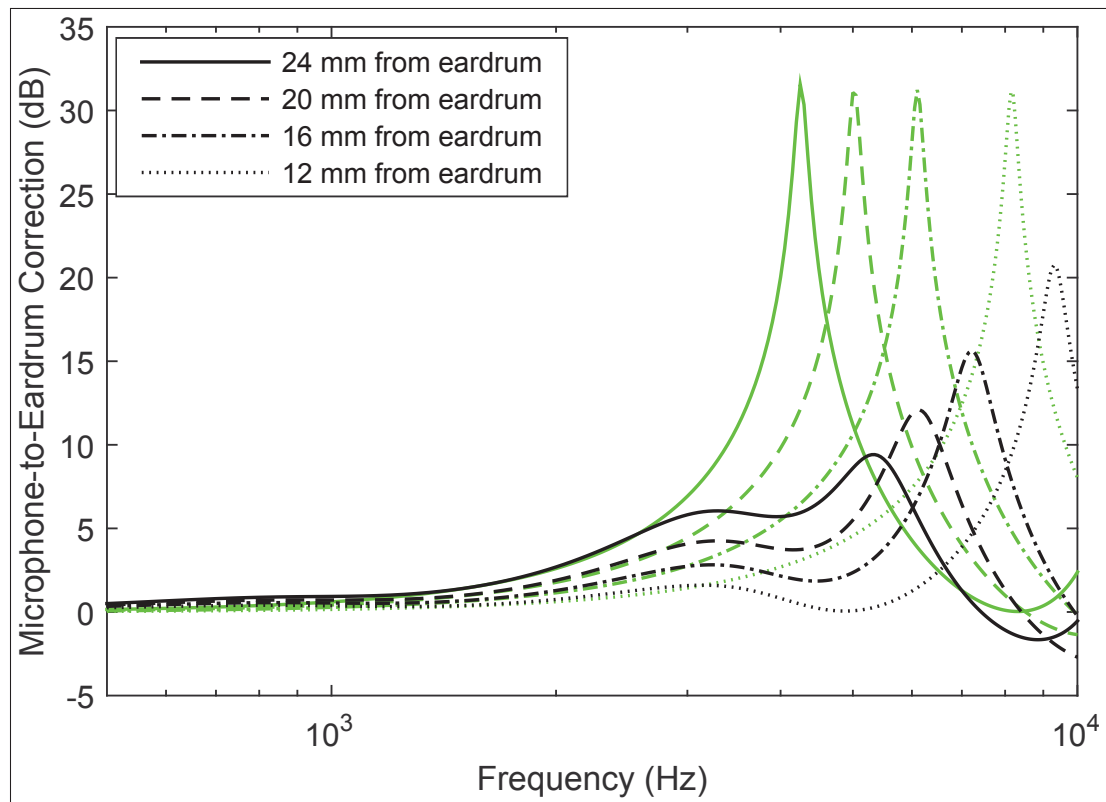


Figure 3.3 Simulated MEC for a measurement microphone placed 24, 20, 16, and 12 mm from the eardrum. A standing-wave minimum at the measuring position results in a loss of sound pressure (a peak in the figure) at a frequency that increases as a function of insertion depth. The green curves were obtained by replacing the impedance of the eardrum by a high single value ( $10^9 \text{ Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ ) to simulate a rigid end. The shift between the black and green curves is due to the phase shift of sound reflecting onto a non-rigid material (here, the eardrum). The canal’s geometric profile was taken from Fig. 3.1

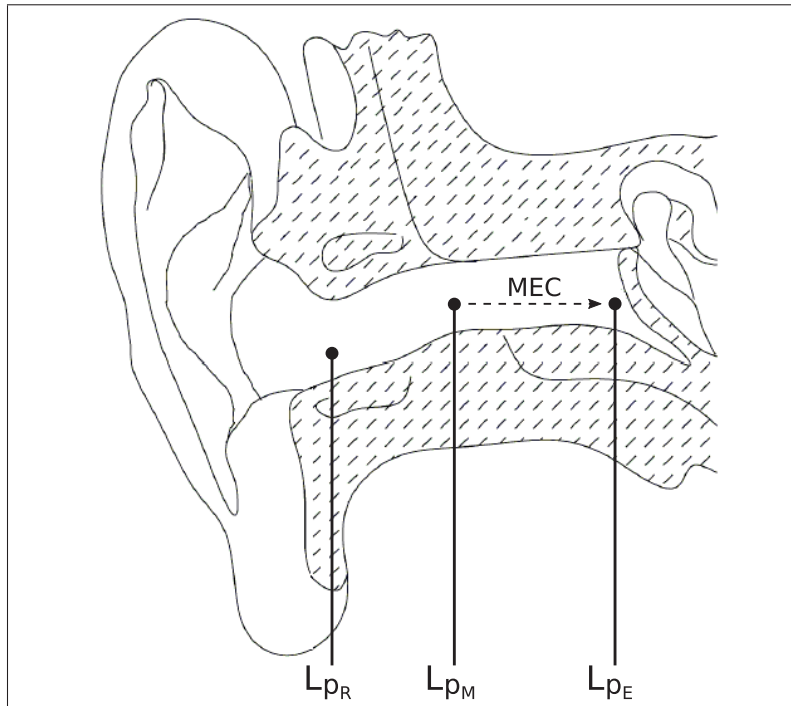


Figure 3.4 Acoustic pressure locations used to describe the proposed method.  $L_{p_R}$  and  $L_{p_M}$  are the SPLs measured at the reference microphone and measurement microphone, respectively.  $L_{p_E}$  represents the SPL at the eardrum. The exact measurement locations for  $L_{p_R}$  and  $L_{p_M}$  may vary, but should remain in this order relative to the eardrum

In practice, the exact insertion depth of a selected in-ear device on a given individual is difficult to establish, and the ear canal geometry of an individual is usually unknown. However, because the frequency  $f_{peak}$  of the standing-wave minimum illustrated in Fig. 3.3 essentially depends on microphone positioning, it can be identified via simple measurement procedures. One option is to stimulate the open instrumented ear canal with an external broadband sound source, and to identify the quarter-wavelength notch in the response measured by the MM inside the ear. However, reflections from the pinna and concha can produce confounding effects in the amplitude spectrum, which also appear as notches or minima and can be confused with the quarter-wavelength minimum. To eliminate this problem, an additional reference microphone (RM) is used to measure the sound pressure further away from the eardrum, together with the MM. Frequency spectra are calculated from the time-averaged signal obtained at each

microphone location (MM and RM) and their levels are then subtracted from each other. By doing so, the elements common to both measurement locations, such as the combined effects from the pinna and concha, are eliminated. This technique has been widely used to estimate the location of probe-microphones relative to the eardrum (Storey & Dillon, 2001; Chan & Geisler, 1990; Dirks *et al.*, 1996). Fig. 3.4 shows the convention used for the acoustic pressure locations used further on in the text. Fig. 3.5 shows the simulated spectrum difference ( $L_{p_R} - L_{p_M}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{p_E} - L_{p_M}$ ), when the  $L_{p_M}$  is measured 20 mm away from the eardrum and the  $L_{p_R}$  is measured right at the ECE.

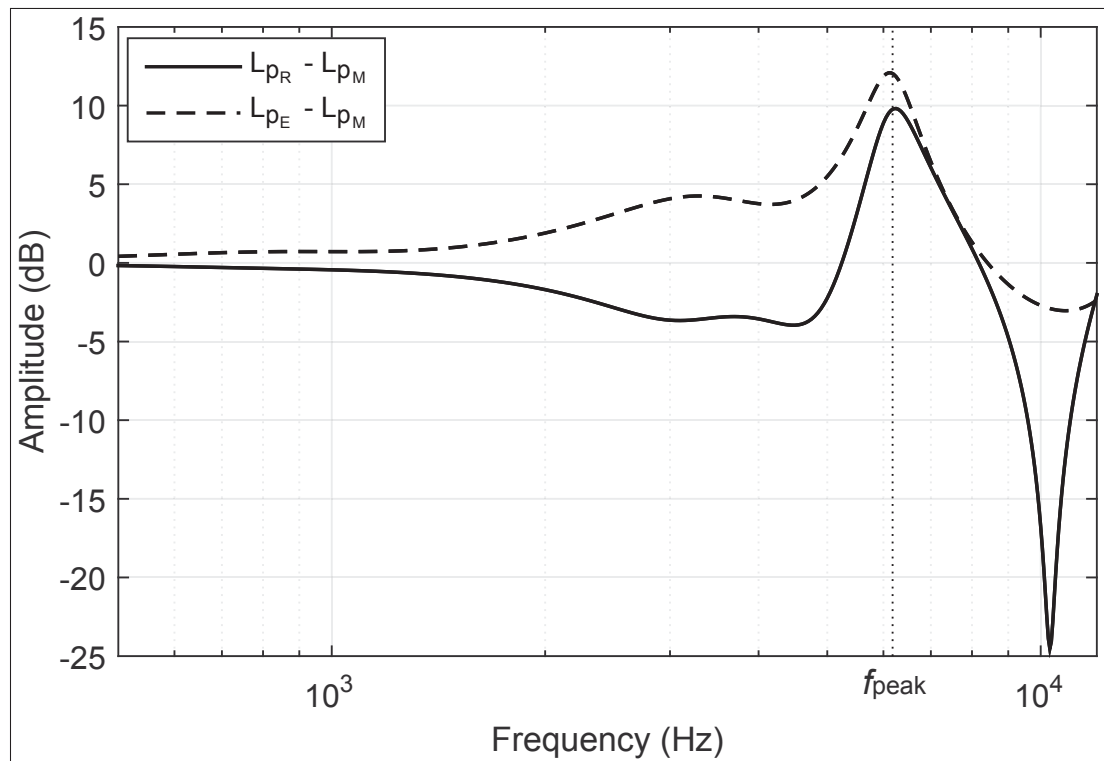


Figure 3.5 Simulated spectrum difference ( $L_{p_R} - L_{p_M}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{p_E} - L_{p_M}$ ), when the  $L_{p_M}$  is located 20 mm away from the eardrum and the  $L_{p_R}$  is taken right at the ECE (the distance between  $L_{p_R}$  and  $L_{p_M}$  is 9 mm). The peak at 6.2 kHz represents the standing-wave minimum at the MM's measurement location, while the two drops at 10.3 and 3-5 kHz are the standing-wave minima measured by the RM. The canal's geometric profile was taken from Fig. 3.1

As shown by Fig. 3.5, the use of two microphones provides a simple way to determine the frequency  $f_{peak}$ . By subtracting  $L_{p_R}$  and  $L_{p_M}$  from each other, a clear maximum (or minimum, if

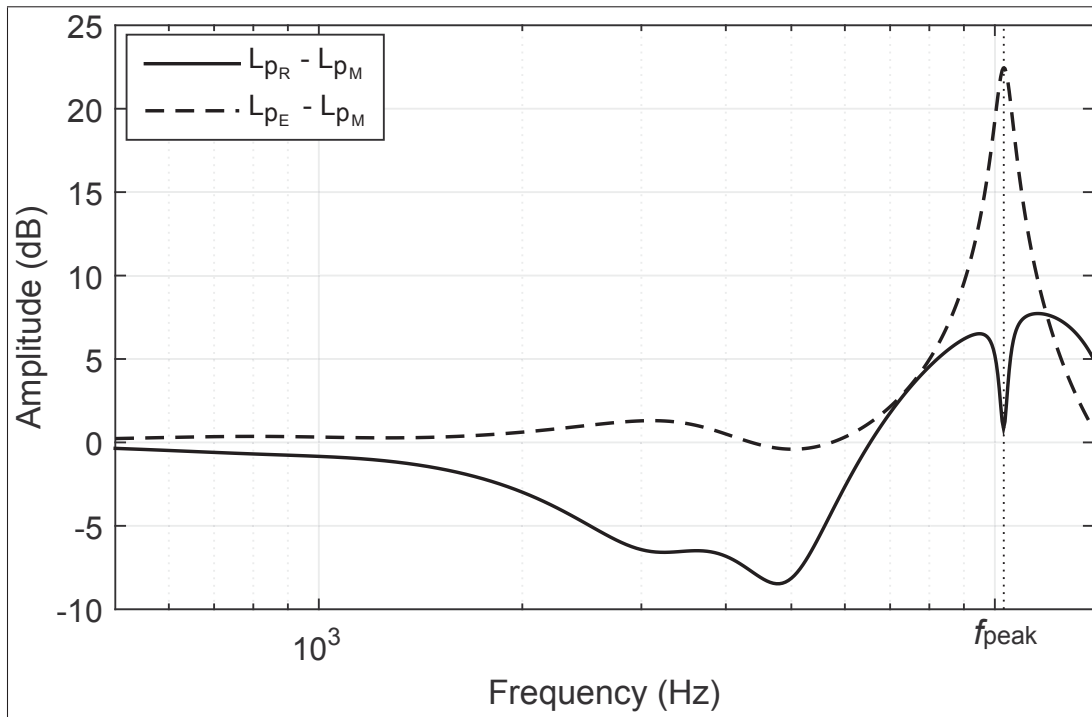


Figure 3.6 Simulated spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{PE} - L_{PM}$ ), when the  $L_{PM}$  is located 11 mm away from the eardrum and the  $L_{PR}$  is taken right at the ECE (the distance between  $L_{PR}$  and  $L_{PM}$  is 18 mm). The second minimum related to the RM's position interferes with the maximum associated with the MM, which disappears. The canal's geometric profile was taken from Fig. 3.1

the difference  $L_{PM} - L_{PR}$  is computed) appears at the same frequency ( $f_{peak}$ ) as the corresponding peak in the MEC to be determined. However, particular attention should be paid to the two measurement locations. Figs. 3.2 and 3.3 show that when the  $L_{PM}$  is not measured deep enough inside the canal, the damping effect of the middle ear may affect the shape and amplitude of the standing wave-minimum, causing the peak in the associated MEC to appear less clearly. Also, the distance between  $L_{PR}$  and  $L_{PM}$  should preferably be at least 4 mm (Chan & Geisler, 1990), but should not be too great. Indeed, if the distance between the two measuring positions is too great, the second standing-wave minimum associated with the RM's measurement location (2<sup>nd</sup> drop in Fig. 3.5) may interfere with the peak related to the MM. This phenomenon is depicted in Fig. 3.6. Finally, the RM should not go beyond a maximum distance of 6 mm outside the earcanal to avoid concha/pinna effects. Up to 12-14 kHz, Hammershøi and Möller found

that “transmission to the eardrum from any point between the eardrum and the point 6 mm outside the ear canal can be considered directional independent” (Hammershøi & Möller, 1996).

Since the acoustical model used in this study has limitations at high frequencies, the above findings need to be compared with experimental measurements. The next section presents the results from real-ear measurements performed on human test-subjects and will provide further information about ear canal acoustics and help define a frame of reference for the individual calibration of IENDs.



Figure 3.7 Apparatus used for in-ear measurements. A small microphone was taped behind the participant's ear and connected to the probe tube inserted within the ear canal. Black marks made at every 4 mm on the probe tube allowed the experimenter to perform acoustic pressure measurements at approximately every 2 mm, from eardrum to ECE

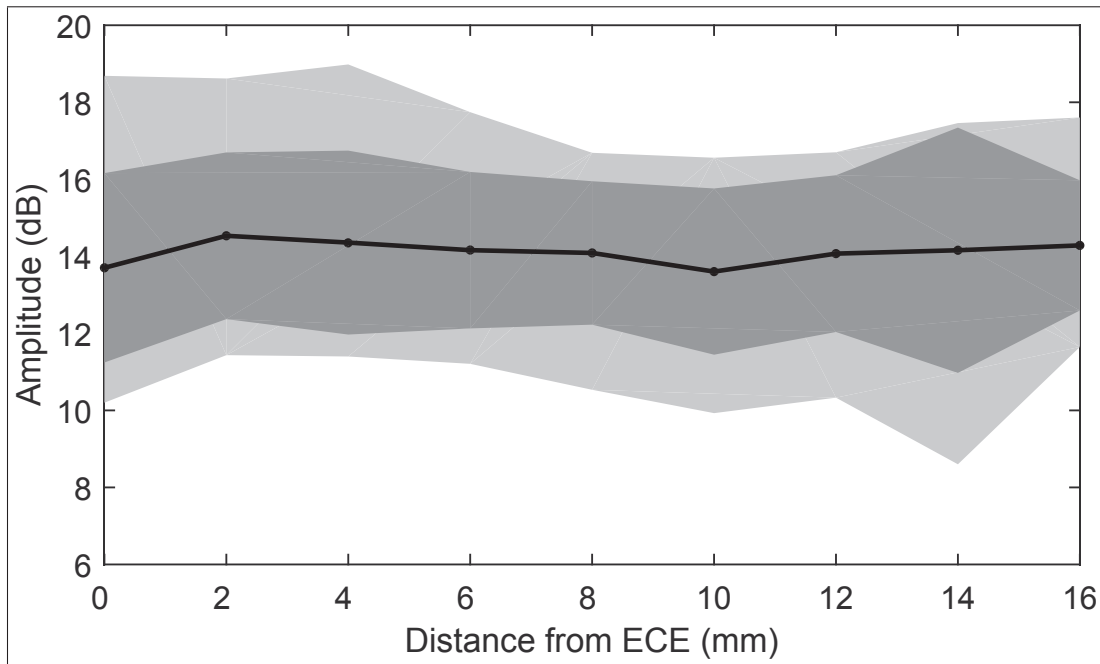


Figure 3.8 Average over 10 human participants of the maximum amplitude observed at the frequency  $f_{\text{peak}}$  in MECs collected at every 2 mm from 0 to 16 mm from the ECE. The MECs were presented in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies. The dark shaded area represents  $\pm$  one intersubject standard deviation (STD), while the lighter shaded area indicates the full data range

### 3.3.1.2 Real-ear measurements

Open-ear measurements were performed in a reverberant room equipped with four loudspeakers (one loudspeaker in every room corner). Measurements were taken on 10 human participants using a small microphone connected to an ER-7C probe tube (Etymotic Research, Elk Grove Village, IL), as shown in Fig. 3.7, and were supervised by a Canadian-registered audiologist. Although no hearing tests were undertaken as it was not needed for objective measurements such as these, otoscopic screenings were conducted to ensure the absence of abnormalities in the ears tested. While generating white noise through the four loudspeakers, the acoustic pressure was measured at approximately every 2 mm from eardrum to ECE in each subjects' left ear. At first, the soft probe tube was slowly inserted inside the subjects' ear canal until they felt the light contact with the eardrum. After measuring the sound pressure near the tympanic membrane, the probe was gently pulled away by 2 mm (marks had been made at every 4 mm on the probe

tube beforehand), and the sound pressure was measured again. The probe was then pulled out 2 mm more, and this was repeated until the final measurement could be taken exactly at the ECE. Hence, the number of measurements taken also gave an estimate of the canal length for each participant tested (e.g. 12 measurements corresponds to an earcanal length of 22 mm). The lengths of the 10 earcanals tested were found to range from 22 to 28 mm.

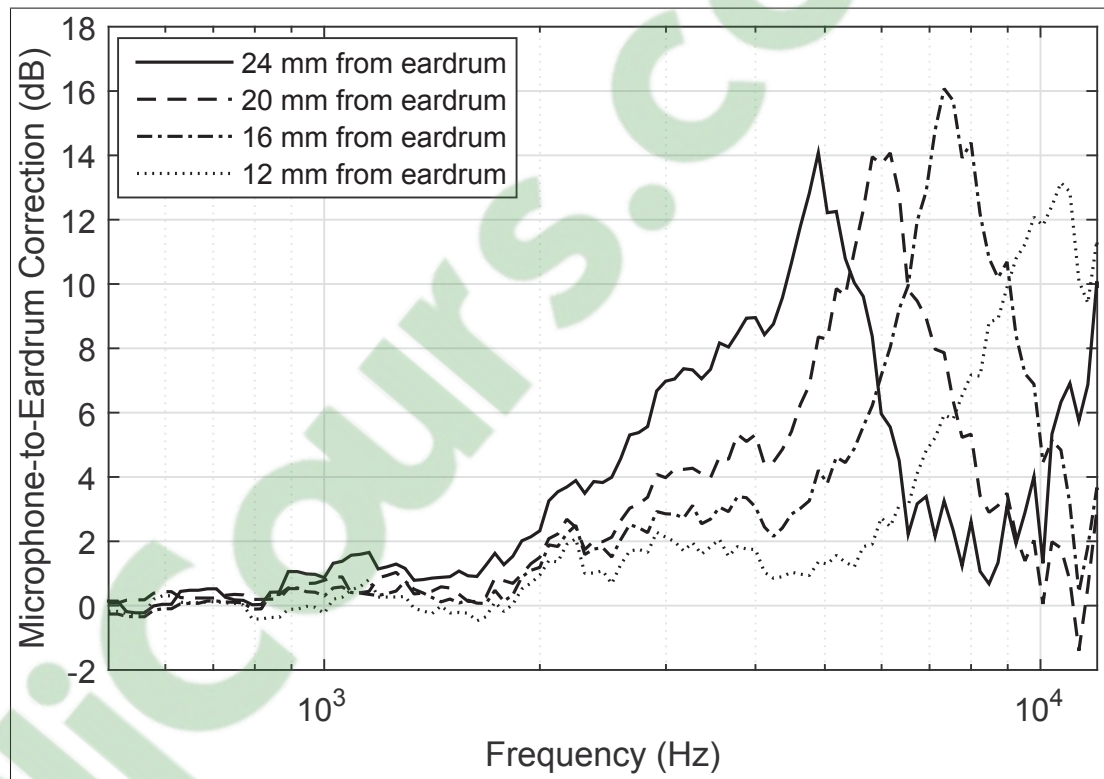


Figure 3.9 MEC measured in earcanal E for a measurement microphone (MM) placed 24, 20, 16, and 12 mm from the eardrum. Results are presented in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, and can be compared with Fig. 3.3. Unlike model predictions, measurements do not show a clear increase of the peak's amplitude as a function of frequency

As a primary analysis, the MEC was computed for all participants and for all measuring positions along the earcanal, and compared to simulations. According to Fig. 3.3, the damping effect of the middle ear decreases as a function of frequency, which causes the amplitude of the standing-wave minimum to increase as a function of insertion depth. Based on measurements taken, this seems not entirely true. Overall, the authors noticed that when the  $L_{PM}$  was located

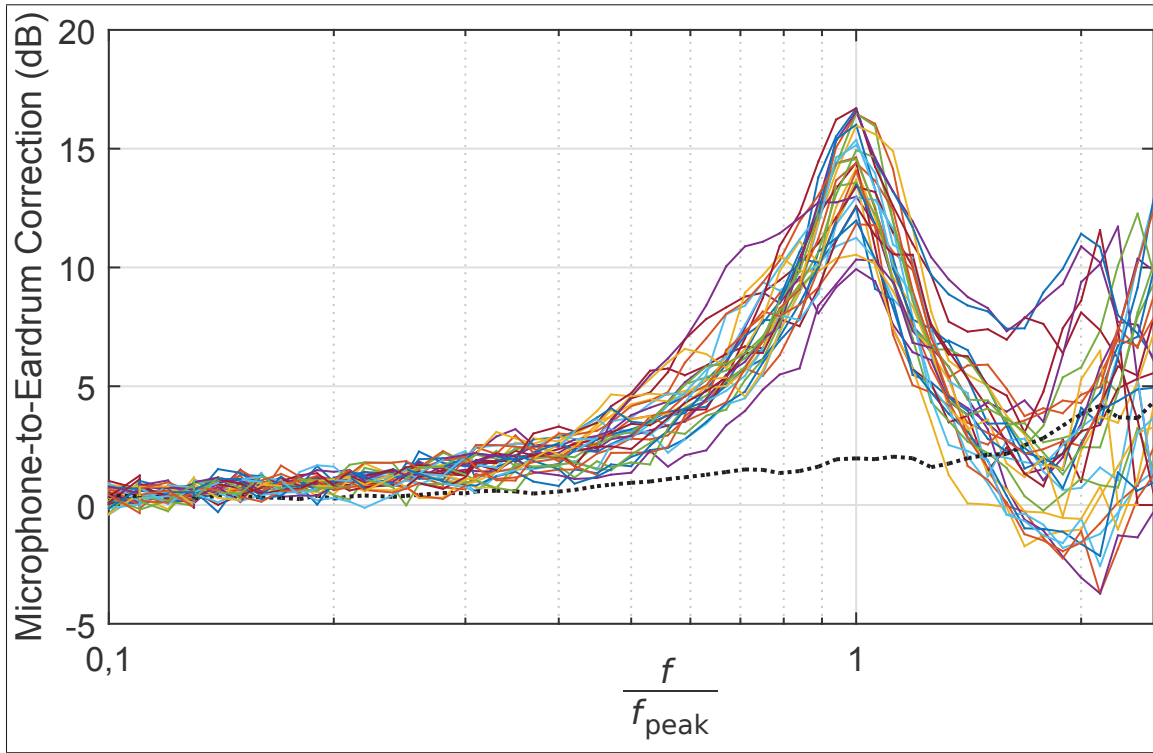


Figure 3.10 MECs measured on 10 participants at 8, 10, and 12 mm from the ECE. For a shape comparison, the MECs are presented in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies and positioned on the  $x$ -axis to make all maxima coincide. The black dotted line indicates the standard deviation ( $N=30$ )

within a distance of 4 mm from the ECE, the peak in the MEC response appeared less sharp than for measurements made closer to the eardrum. However, Fig. 3.8 shows that the amplitude of the standing-wave minimum remains quite constant as a function of insertion depth. This is further confirmed in Fig. 3.9, which shows the MECs measured in earcanal E at a distance of 12-24 mm from the eardrum. Unlike model predictions, measurements do not show any clear increase of the peak's amplitude as a function of frequency. From Fig. 3.8, the peak's amplitude in all MECs measured within 16 mm from the ECE ranges from 9 to 19 dB. Interestingly, the amplitude's variability also seems lower when  $L_{pM}$  is measured between 8 and 12 mm from the ECE, where the peak's amplitude ranges from 10 to 17 dB. Finally, Fig. 3.10 shows that, despite the differences in length and geometry of the earcanals tested, the shapes of all MECs



measured between 8 and 12 mm from the ECE are quite similar when presented in fractional octave bands, at least up to a certain frequency to be defined.

From such observations, it seems that the most critical parameter in estimating the MEC spectrum remains the frequency at which the standing-wave minimum occurs ( $f_{\text{peak}}$ ). Indeed, the shape and amplitude of the corresponding peak do not seem to vary so much between individuals, especially when the  $L_{\text{PM}}$  is measured between 8 and 12 mm from the ECE (as shown by Figs. 3.8, 3.9, and 3.10). To further verify the model prediction findings, the two differences  $L_{\text{PR}} - L_{\text{PM}}$  and  $L_{\text{PE}} - L_{\text{PM}}$  were compared with the  $L_{\text{PR}}$  measured at the ECE and the  $L_{\text{PM}}$  measured at various locations along the earcanal, to ensure that the two functions' maxima coincide well in frequency. The results showed that the matching of frequencies was also at its best at an insertion depth ranging from 8 to 12 mm, where the maxima aligned with an accuracy of one  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequency. An example for a given subject is shown in Fig. 3.11. For insertion depths of less than 8 mm, it was found that the peak frequencies do not always match as well, because the damping effect of the middle ear causes the standing-wave minimum to appear less sharply in several measurements. For insertion depths of more than 12 mm, the phenomenon depicted in Fig. 3.6 starts to appear, which means that  $f_{\text{peak}}$  may not be detectable in the measured  $L_{\text{PR}} - L_{\text{PM}}$  spectrum due to the presence of a masking peak related to the RM's location. To avoid this (without changing the MM's location), one can reduce the distance between  $L_{\text{PR}}$  and  $L_{\text{PM}}$  and avoid peak interference by measuring the  $L_{\text{PR}}$  deeper within the earcanal. However, performing in-ear dosimetry at insertion depths greater than 12 mm is not recommended as, in addition to the issue of comfort, the cerumen that may start accumulating at such depths may block the measurement microphone (or probe-microphone). Additionally, the authors found a similar accuracy using  $1/12^{\text{th}}$  and  $1/24^{\text{th}}$  octave band frequencies. However, a frequency resolution lower than  $1/12^{\text{th}}$  octave bands (e.g.  $1/3^{\text{rd}}$  octave bands) was found to significantly affect the accuracy of frequency matching between peaks.

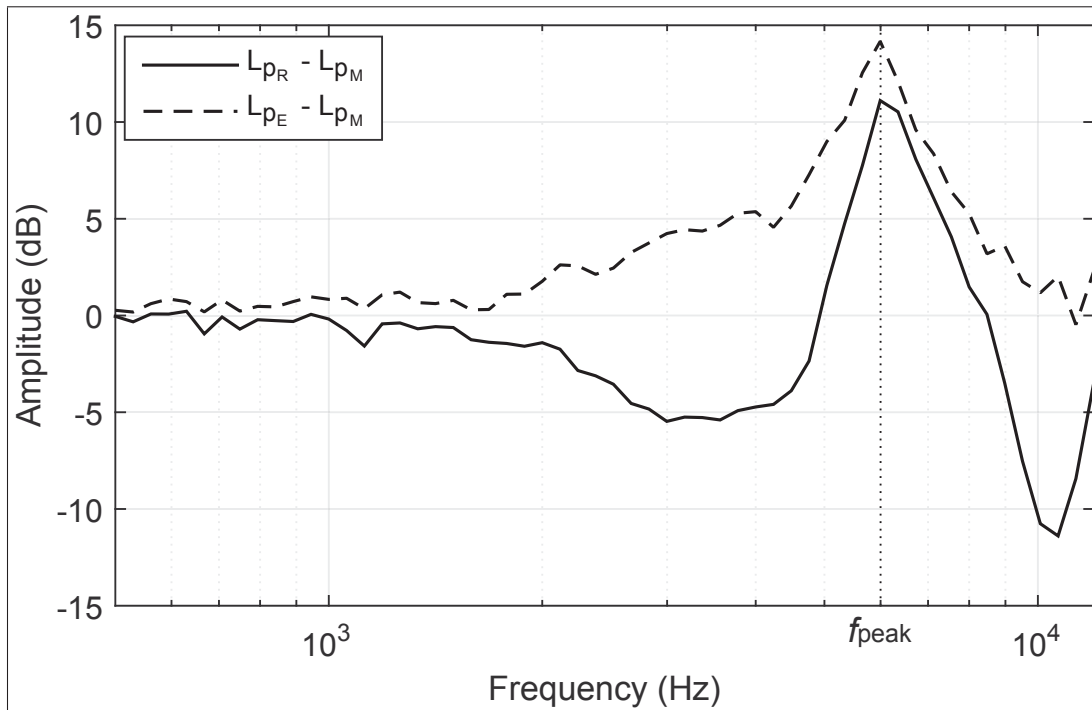


Figure 3.11 Spectrum difference ( $L_{pR} - L_{pM}$ ) between the RM and the MM, and the corresponding MEC ( $L_{pE} - L_{pM}$ ) measured in earcanal E.  $L_{pM}$  is measured 20 mm away from the eardrum and  $L_{pR}$  is taken right at the ECE. Results are presented in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, and can be compared with Fig. 3.5

### 3.3.2 Occluded earcanal

When insert-type HPDs are worn, IEND measurements are usually performed inside the occluded earcanal, between the inner end of the occluding HPD and the eardrum (Mazur & Voix, 2012; Theis *et al.*, 2012; Bessette & Michael, 2012). When such a “dosimetric earplug” is used, the impedance seen at the measuring position in the direction of the middle ear is independent of the earplug. In other words, the MEC that exists in the presence of external noise (noise induced by the environment and not by the wearer) is the same as if the earplug were not there at all (Gilman & Dirks, 1986; Chan & Geisler, 1990), provided that sound arrives primarily through the HPD and that bone conduction (BC) can be neglected. For the unoccluded ear, the difference between the BC paths and the normal air-conduction path (commonly referred to as the “BC limit”) ranges typically from 40 to more than 60 dB, depending on frequency, sound incidence

and the amount of equipment covering the individual's head (Berger *et al.*, 2003). Hence, it can be assumed that the difference  $L_{PE} - L_{PM}$  (MEC) is independent of the presence of an upstream occluding earplug, as long as the latter does not provide more than 40 dB attenuation in the frequency range of interest. The method described in this paper is based on the assumption that this condition is met, hence assuming that the MEC that is to be determined is essentially formed by the standing-wave minimum presented in Sec. 3.3.1, at least up to 10 kHz. This aspect is further discussed in Sec. 3.5.2.

The previous section showed that the  $f_{peak}$  for open ears could easily be identified by means of dual-microphone measurements. Fig. 3.10 also shows that the peak's shape for the MEC to be determined presents low variations between individuals. Given these two statements, a simple calibration procedure can be used, where an 'estimated peak shape' could be adjusted so that its maximum coincides with the previously determined peak frequency ( $f_{peak}$ ), hence leading to the expected estimate of  $L_{PE} - L_{PM}$ . Such a calibration procedure is further detailed in Sec. 3.4. When earplugs are worn, this calibration procedure can become impracticable because of issues related to measurement precision, HPD attenuation, or comfort. These issues are discussed in Secs. 3.3.2.1, 3.3.2.2, and 3.3.2.3.

### 3.3.2.1 Measurements in the open ear

When trying to identify the  $f_{peak}$  for individuals wearing dosimetric earplugs, one option is to perform the calibration measurements in the open ear. Indeed, because the MEC is independent of the earplug, the dual-microphone procedure described in Sec. 3.3.1 can also be used to gather information on the MEC that exists in the occluded ear. However, such a procedure implies that the  $L_{PM}$  should be measured exactly where in-ear dosimetry measurements are to be performed in the occluded ear, as the  $f_{peak}$  depends highly on insertion depth. In the authors' opinion, two things render this method unrealistic. First, determining the MEC in open ears requires the use of additional equipment, which cannot be integrated to the dosimetric earplug and which might make the whole process slow and tedious. Second, it is difficult to identify the exact insertion depth of a given earpiece on a given individual, especially for occluding equipment that mask

the earcanal. This could affect the method's accuracy and lead to erroneous  $f_{\text{peak}}$  values. These two reasons combined make the reliable use of this method impractical, in particular for a typical workplace setting.

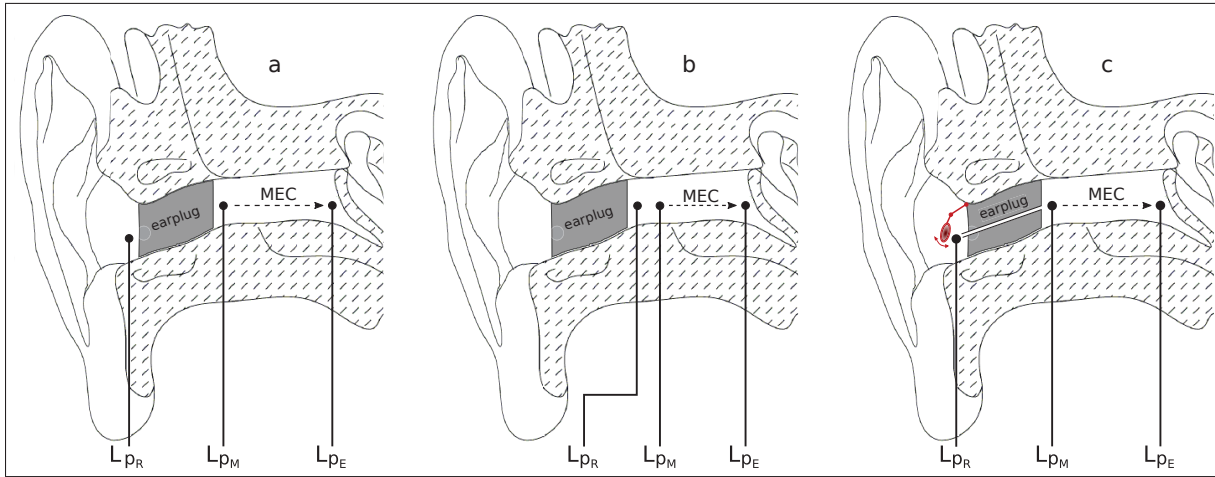


Figure 3.12 Measurement setups proposed to estimate the frequency  $f_{\text{peak}}$  under an earplug. (a)  $L_{pR}$  is measured at the outer end of the HPD, while  $L_{pM}$  is measured at its inner end. (b)  $L_{pR}$  is measured at the inner end of the HPD and  $L_{pM}$  is measured further inside the earcanal. (c) A vent, characterized by a tube passing through the HPD, creates a transmission path between the two measurement locations.  $L_{pR}$  and  $L_{pM}$  are measured at the vent's outer and inner ends, respectively. To recover its nominal attenuation, the earplug should include an operable system (illustrated in red in the figure) to reseal the vent after calibration.

### 3.3.2.2 Measurements at outer and inner ends of the earplug

Another option is to use the original setup described in Fig. 3.12.a, with  $L_{pR}$  and  $L_{pM}$  measured respectively at the outer and inner ends of the occluding HPD. The benefit of this approach is that  $L_{pR}$  and  $L_{pM}$  can be measured as part of a dual-microphone earplug, hence eliminating the need for additional calibration equipment. In this configuration, the difference  $L_{pR} - L_{pM}$  will certainly be affected by the standing-wave minimum occurring at the pressure point  $L_{pM}$ , but it will also be affected by the noise reduction (NR) provided by the earplug. If this NR is flat enough as a function of frequency, the  $L_{pR} - L_{pM}$  spectrum will show a clear peak, as described in Sec. 3.3.1. However, because the NR of most earplugs shows complex behavior as a

function of frequency (earplug resonance modes, coupling effects between earplug and earcanal tissues, etc.), reliable detection of the target peak is unrealistic in practice. Other options should therefore be examined to circumvent the issue related to the attenuation of the earplug.

### 3.3.2.3 Measurements under the earplug

Another possibility is to measure both  $L_{pR}$  and  $L_{pM}$  directly under the occluding HPD, as described in Fig. 3.12.b. In this configuration, the difference  $L_{pR} - L_{pM}$  would become independent of the earplug's NR. However, such a method seems rather difficult to implement in practice as it requires the presence of a microphone (or probe-microphone) at a distance of at least 4 mm from the inner end of the HPD, which could make it difficult to insert the latter without any pain or discomfort. Additionally, the chances of cerumen blocking the MM are greater in this configuration than if the  $L_{pM}$  is measured right at the inner end of the HPD.

Since none of the three options mentioned above showed sufficient promise, the authors reoriented their efforts, opting instead to use a resealable vented earplug to create a temporary leak to bypass the attenuation of the HPD.

### 3.3.3 Earcanal closed by a vented earplug

The principle of venting, which has been widely used in hearing-aid technologies, consists in having a sized hole passing through the earpiece to let sound escape from the earcanal and reduce the occlusion effect. In the present study, the vent is used solely to let sound enter the occluded earcanal, and hence provide control over the function  $L_{pR} - L_{pM}$  for calibration purposes. In the configuration illustrated in Fig. 3.12.c, the vent is in fact a tube passing through the earplug. Provided that the earplug is properly fitted, sound travels from its outer end to its inner end primarily through the vent. The vent can hence be used as an acoustic filter, with the tube dimensions controlling the sound propagation between the two measurement locations. Because the vent dramatically reduces the attenuation of the earplug (especially at low frequencies), the

earpiece should include an operable system to reseal the vent after calibration. The mechanical design of this resealable vented earplug is described in Sec. 3.4.2.

Considering the setup of Fig. 3.12.c, and assuming the vent to be the only sound path through the earplug, acoustic transmission from  $L_{PR}$  to  $L_{PE}$  can be simulated as a single horn of variable diameter, where the first section length is that of the tube and the second section length is that of the residual part of the earcanal. In fact, the two sections together form what is commonly called a Helmholtz resonator, where the vent and the earcanal constitute the neck and the cavity of the resonator, respectively. Using the model described in Sec. 3.3.1.1, the difference  $L_{PR} - L_{PM}$  can be computed for various earcanal and vent dimensions.

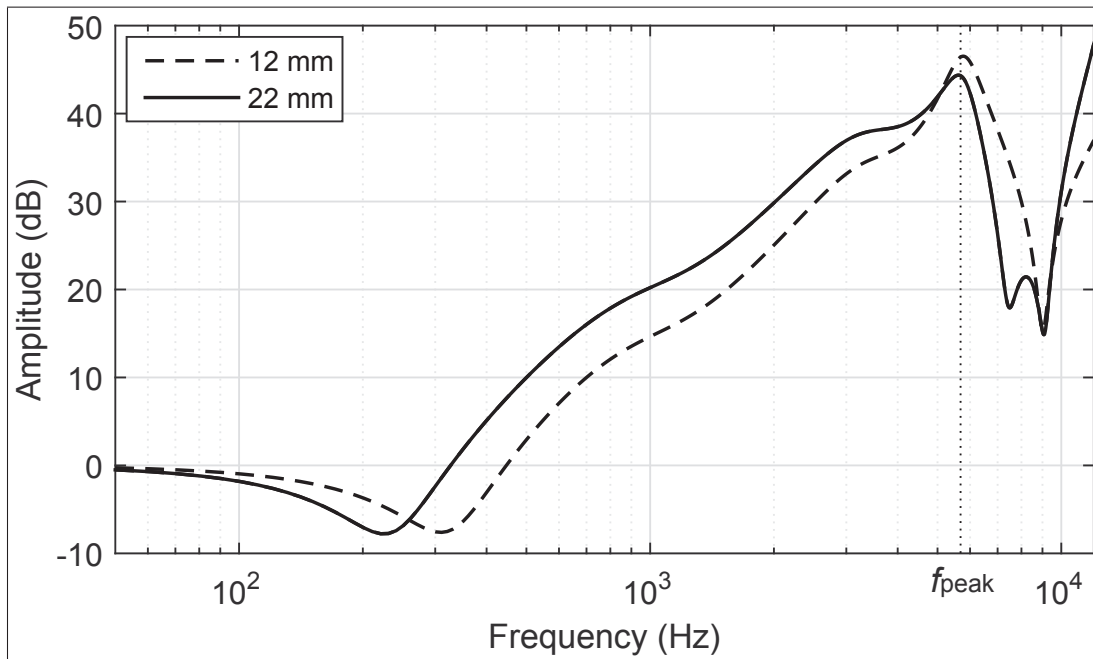


Figure 3.13 Simulated Spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, for vent lengths of 12 and 22 mm, based on the setup shown in Fig. 3.12.c and the dimensions of earcanal E.  $L_{PM}$  is located 8 mm away from the ECE, and the vent's inner diameter is 1 mm. The peak around 5.7 kHz represents the standing-wave minimum at the MM's measurement location, while the first notch is the natural frequency of the Helmholtz resonator. The notches above 7 kHz are higher-order resonances that depend mostly on the vent's length and that of the residual part of the earcanal

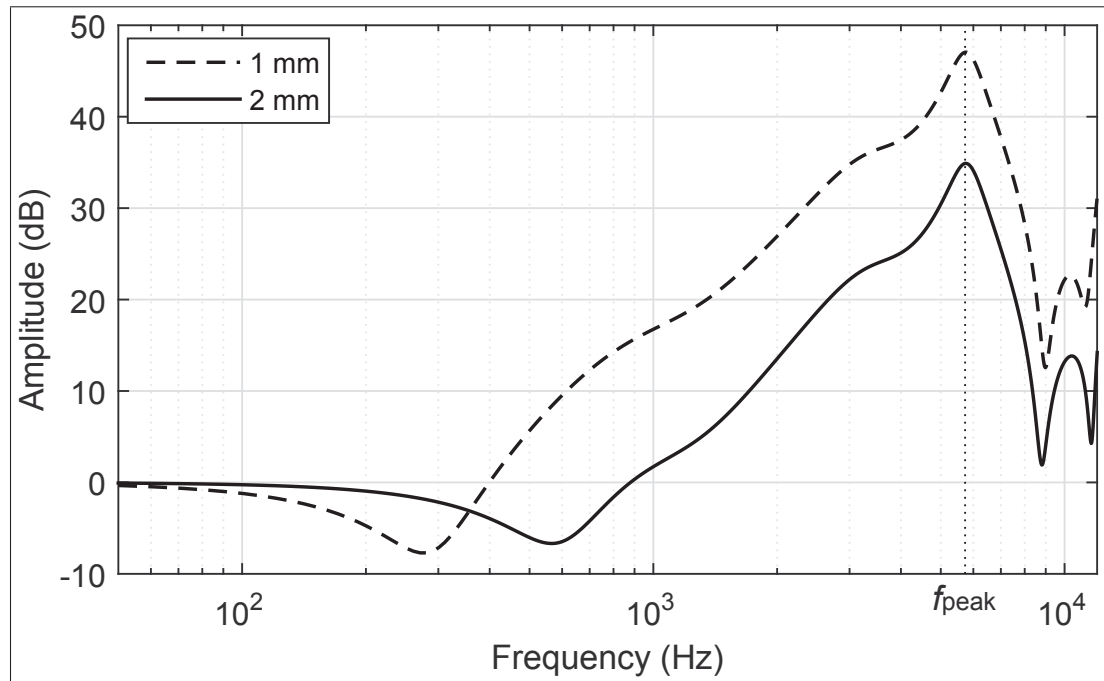


Figure 3.14 Simulated Spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, for vent inner diameters of 1 and 2 mm, based on the setup shown in Fig. 3.12.c and the dimensions of earcanal E.  $L_{PM}$  is 8 mm from the ECE, and vent length is 15 mm. The peak around 5.7 kHz represents the standing-wave minimum at the MM's measurement location. The vent's diameter affects the frequency of the Helmholtz resonance, but has little impact on the frequency of higher-order resonances

Simulated results of the difference  $L_{PR} - L_{PM}$  for two different vent lengths, when  $L_{PM}$  is measured at 8 mm from the ECE, are presented in Fig. 3.13. The peak related to the standing-wave minimum measured by the MM appears clearly on both curves. The vent length affects the natural frequency of the Helmholtz resonator but, most importantly, it affects the frequency at which higher frequency resonances occur. The frequency of such resonances depend mostly on the vent's length and that of the residual part of the earcanal.

Similarly to Fig. 3.13, Fig. 3.14 shows the difference  $L_{PR} - L_{PM}$  for two different vent diameters when  $L_{PM}$  is measured at 8 mm from the ECE. The vent's diameter affects the frequency of the low natural frequency of the Helmholtz resonator, but only has a minor effect on the frequency of higher-order resonances.

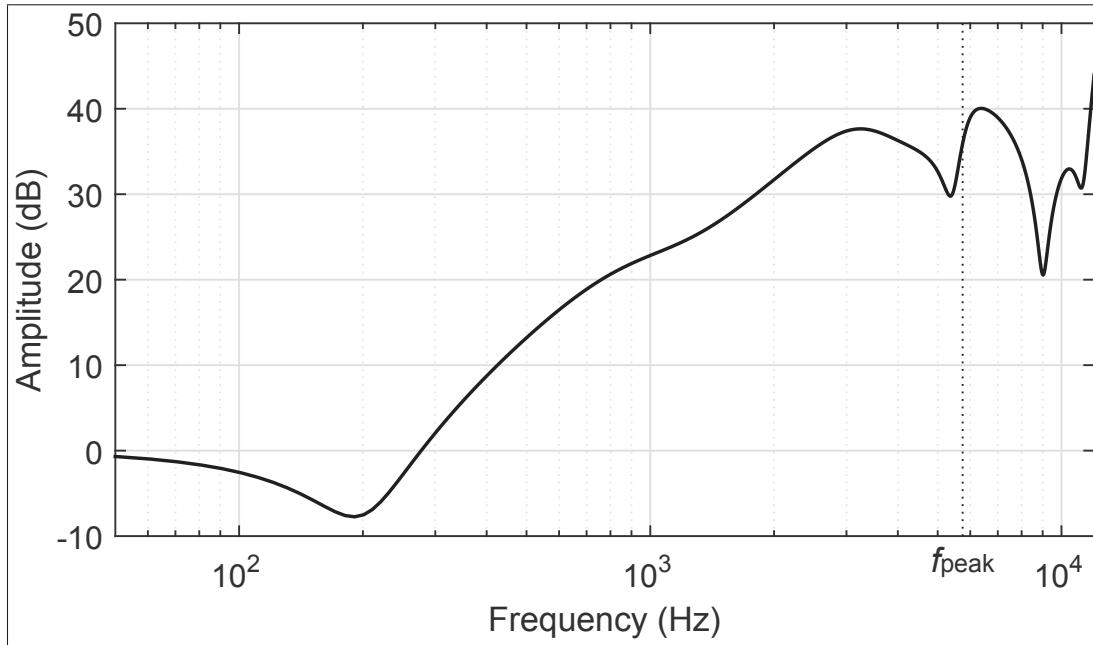


Figure 3.15 Simulated Spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, based on the setup shown in Fig. 3.12.c and the dimensions of earcanal E.  $L_{PM}$  is measured 8 mm away from the ECE, and the vent's length is 30 mm. The minima engendered by higher-order resonances interfere with the maximum expected around 5.7 kHz, which becomes undetectable

The purpose of the setup shown in Fig. 3.12.c is to make possible the identification of the frequency  $f_{peak}$  of the standing-wave minimum measured by the MM. Fig. 3.13 shows the influence of vent length on the frequency at which higher-order resonances take place in the acoustic system formed by the vent and earcanal. If the vent is too long, these resonances may interfere with the standing-wave minimum that is to be detected, as shown in Fig. 3.15. Hence, acoustic simulations can be used for proper dimensioning of the vent, that is to find an acceptable range for the vent dimensions and avoid such interference regardless of the length of the wearer's earcanal. Considering the earcanal to be at least 20 mm (Ballachanda, 2013), it was found that the vent length should not exceed 16 mm if  $L_{PM}$  is measured at 8 mm from the ECE. Table 3.1 shows the maximum vent length for other typical insertion depths. Fig. 3.16 shows an example of simulated  $L_{PR} - L_{PM}$  spectra for various earcanal lengths, when the insertion depth is 8 mm and the vent is 14 mm in length and 0.8 mm in diameter. Although there is no minimum length for the vent, it is clear that this dimension is limited by the insertion depth



and size of the earplug. For instance, an insertion depth of 12 mm should probably be avoided as it requires the vent inlet to be 1 mm past the ECE, which is rather impractical. There are also no specific limits for the vent diameter, since this has very low impact on the frequency of higher-order resonances. However, the vent should remain wide enough to constitute the dominant sound path through the earplug when in “open” position. An excessively thin vent may over-attenuate incoming sound, forcing it to propagate through other flanking paths, such as through the earplug’s structure or as leakage between the earplug and the skin of the earcanal. An excessively large vent will tend to reduce the earplug’s attenuation in “sealed” position, which should also be avoided.

Tableau 3.1 Maximum vent length as a function of insertion depth of the earplug (see Fig. 3.12.c). The earcanal was considered to be at least 20 mm long. The deeper the insertion, the shorter the vent. When  $L_{PM}$  is measured at 12 mm from the ECE, the vent’s inlet should be inside the canal, which is undesirable in practice

<b>Insertion depth (mm)</b>	6	8	10	12
<b>Max vent length (mm)</b>	18	16	14	11

### 3.4 Method and prototypes

Sec. 3.3 has presented a broad analysis of the acoustics of the earcanal with a view towards in-ear dosimetry. Based on this analysis, a method and some prototypes were developed (École de technologie supérieure, 2018) to perform in-ear noise dosimetry (IEND) in the open (Sec. 3.4.1) and occluded ear (Sec. 3.4.2).

#### 3.4.1 In-ear noise dosimetry performed in the unprotected ear

A dosimetric earpiece featuring two probe-microphones was developed to perform IEND in an open (unprotected), and is presented in Fig. 3.17. This earpiece was designed to be almost acoustically transparent, and to allow the measurement microphone (MM) used for in-ear dosimetry to perform measurements at approximately 8 mm past the ECE. The reference microphone (RM) takes measurements near the ECE, and is used to perform the individualized

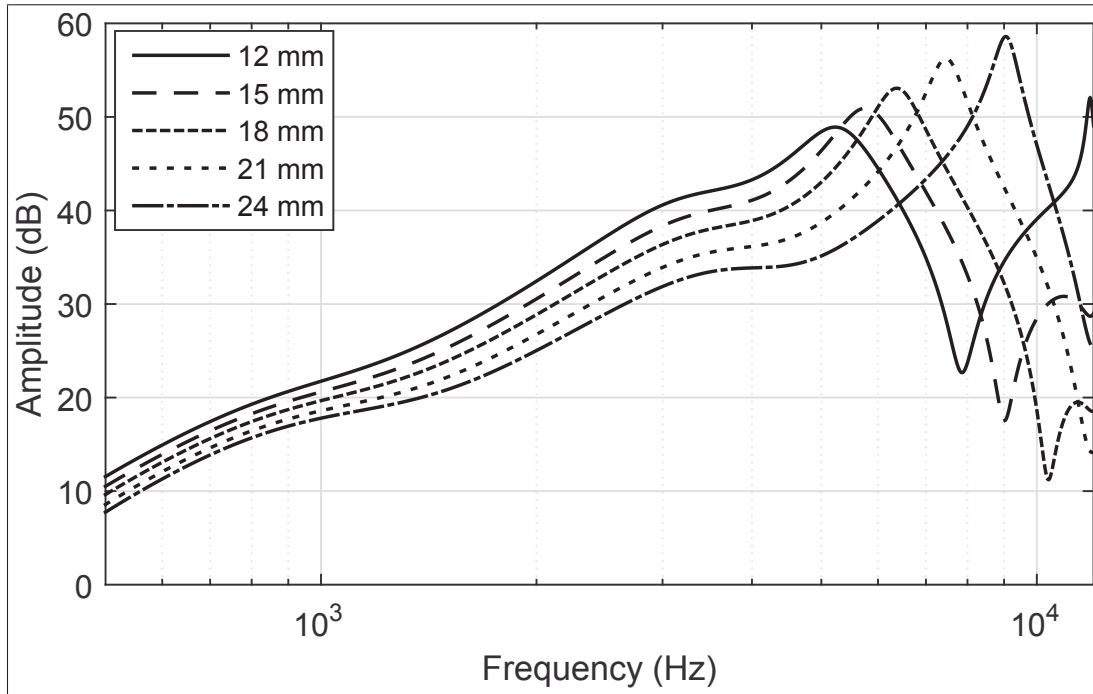


Figure 3.16 Simulated Spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the RM and the MM, based on the setup shown in Fig. 3.12.c, and when the residual part of the eardrum has a length of 12, 15, 18, 21, or 24 mm. If  $L_{PM}$  is located 8 mm away from the ECE, this corresponds to eardrum lengths ranging from 20 to 32 mm. The vent is 14 mm long and 0.8 mm wide. The geometry of the residual part of the eardrum was taken from Fig. 3.1. In all configurations, the peak related to the standing-wave minimum measured by the MM is easily detectable

calibration procedure described below. Fig. 3.17 also shows the earpiece worn inside the ear. As explained in Sec. 3.3.1, the spectrum difference between the two microphones can be used to identify the frequency  $f_{peak}$  at which the MEC of a given individual wearing the earpiece reaches its maximum value. Since the shape of such MEC as a function of frequency presents low variations (in a logarithmic scale) between individuals (see Figs. 3.8 and 3.10), an approximate filter can be used to obtain a shape estimate of the MEC to be determined. In this study, Fig. 3.18 was used to approximate the MEC's shape, which is the average of all curves shown in Fig. 3.10. The calibration steps to obtain the MEC estimate of a given individual wearing the dosimetric earpiece can be summarized as follows :

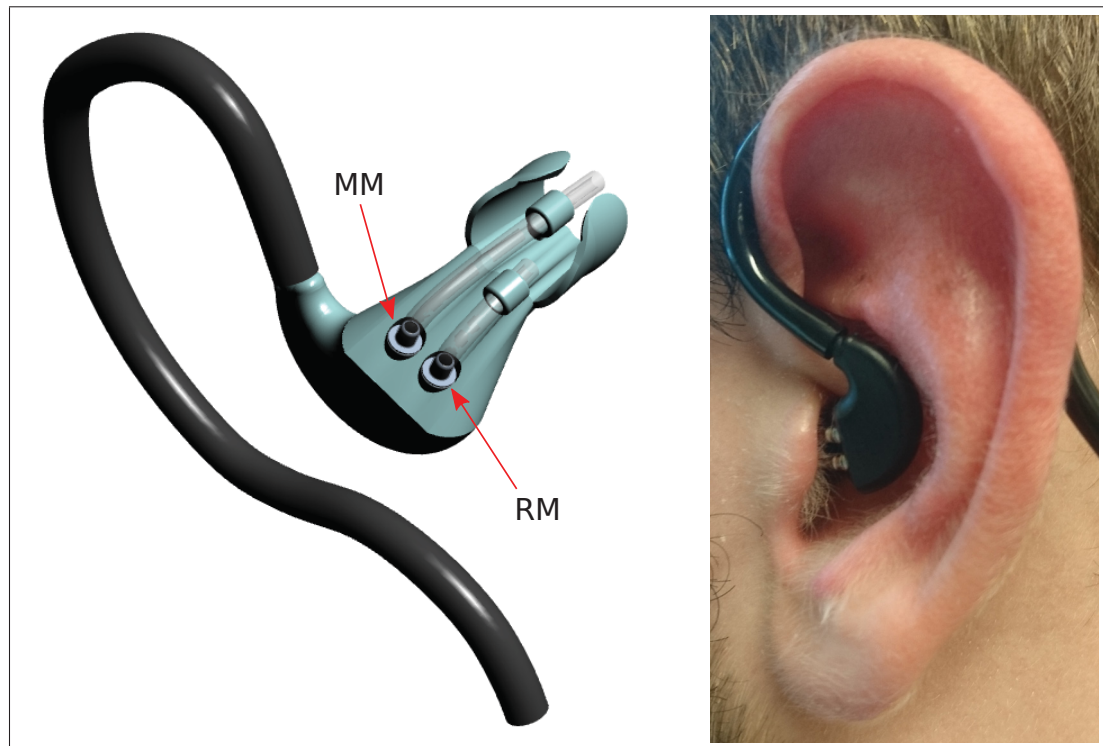


Figure 3.17 Left : 3D model showing the dosimetric earpiece, instrumented with a measurement microphone (MM) and a reference microphone (RM). The distance between the tips of the two probe-microphones is 8 mm, with the RM intended for measurements near the ECE. The earpiece was designed with an angled shape to allow a maximum insertion depth of approximately 8 mm. Right : picture showing the earpiece worn in the ear

1. While the individual is still and quiet, generate broadband noise in her/his direction using an external sound source. The generated in-ear SPLs should be high enough to mask any physiological noise from the individual in the frequency range of interest (see next point).
2. Measure the spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the MM and the RM in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, from approximately 3 to 9 kHz (this range is adapted to the dosimetric earpiece designed in this study, but a different range might be needed with other instrumentation).
3. Identify the frequency of the result's maximum value.
4. Compute the MEC estimate by centering the predefined filter (Fig. 3.18) in frequency so that its maximum value coincides with the maximum of  $L_{PR} - L_{PM}$ .

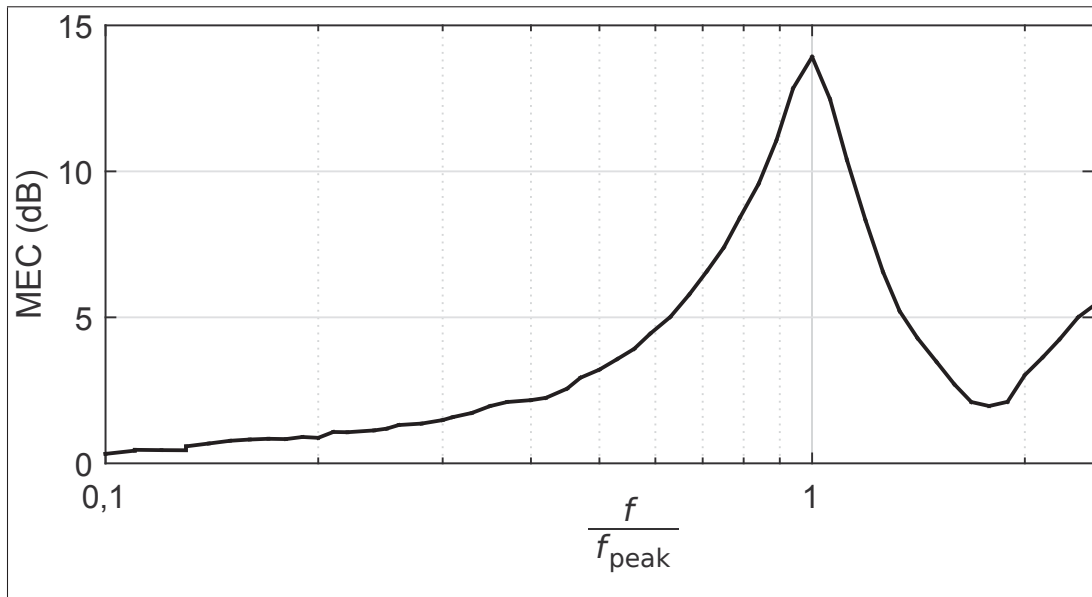


Figure 3.18 Approximate filter to estimate the average MEC shape in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, obtained by averaging all 30 curves in Fig. 3.10

### 3.4.2 In-ear noise dosimetry performed under an occluding earplug

A dosimetric earplug featuring two microphones was developed to perform IEND in the occluded ear, and is presented in Figs. 3.19 and 3.20. This instrumented earplug was designed so that the measurement microphone (MM) used for in-ear dosimetry takes measurements at approximately 8 mm past the ECE (at the inner end of the earplug). The reference microphone (RM) makes it possible to take measurements near the vent's inlet, and is used to perform the individualized calibration procedure described further below. The earpiece features a vent, in the form of a tube 13.8 mm long and 0.8 mm in diameter, and a manually operable system to close the vent after calibration and recover the full earplug's nominal attenuation. In contrast to the setup shown in Fig. 3.12.c, it should be noted that the RM does not make it possible to take measurements right at the vent's inlet, as the distance between the RM and the vent's inlet is approximately 7 mm. Although it was certainly possible to reduce this distance by 3 or 4 mm, it would have significantly complicated the prototype's design and development. The impact of such a distance on the results is discussed in Sec. 3.5.2.2.

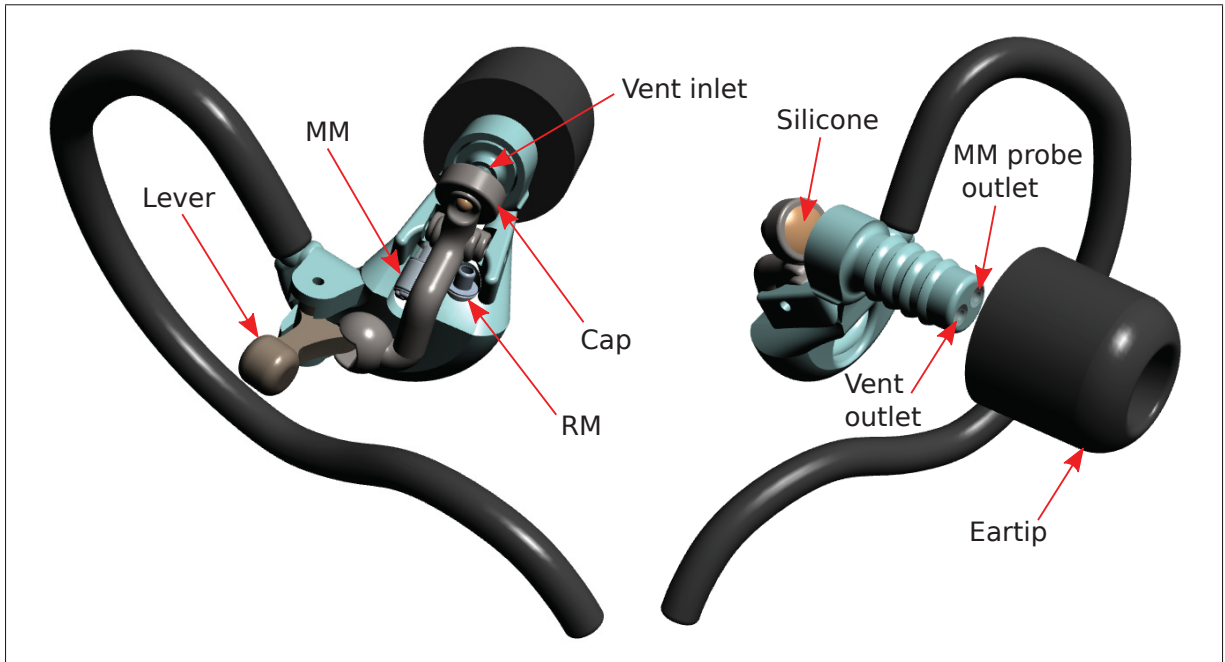


Figure 3.19 3D model showing the dosimetric earplug, instrumented with a measurement probe-microphone (MM) and a reference microphone (RM). The earpiece features a vent, in the form of a tube 13.8 mm long and 0.8 mm in diameter, passing through the earplug. A cap filled with silicone is used to block the vent's inlet and recover the earplug's nominal attenuation. In the up position, the lever keeps the cap open, while pushing the lever down releases the cap's arm and seals the vent. The earpiece can support various types of eartips, and was designed with an angled shape to allow an insertion depth (distance between earplug's inner end and ECE) of approximately 8 mm, when properly fitted

The calibration steps to obtain the MEC estimate of a given individual wearing the dosimetric earplug are only slightly different from the dosimetric earpiece :

1. With the lever in the up position (vent open), and the individual standing still and quiet, generate broad-frequency noise in her/his direction using an external sound source. The generated in-ear SPLs should be high enough to neglect any physiological noise from the individual in the frequency range of interest (see next point).
2. Measure the spectrum difference ( $L_{PR} - L_{PM}$ ) between the MM and the RM in 1/12<sup>th</sup> octave band frequencies, from 3 to 9 kHz (this range is adapted to the dosimetric earplug designed in this study, but a different range might be needed with other instrumentation).

3. Identify the frequency of the result's maximum value.
4. Compute the MEC estimate by centering the predefined filter (Fig. 3.18) in frequency so that its maximum value coincides with the maximum of  $L_{PR} - L_{PM}$ .
5. Push the lever down to seal the vent and recover full earplug attenuation.

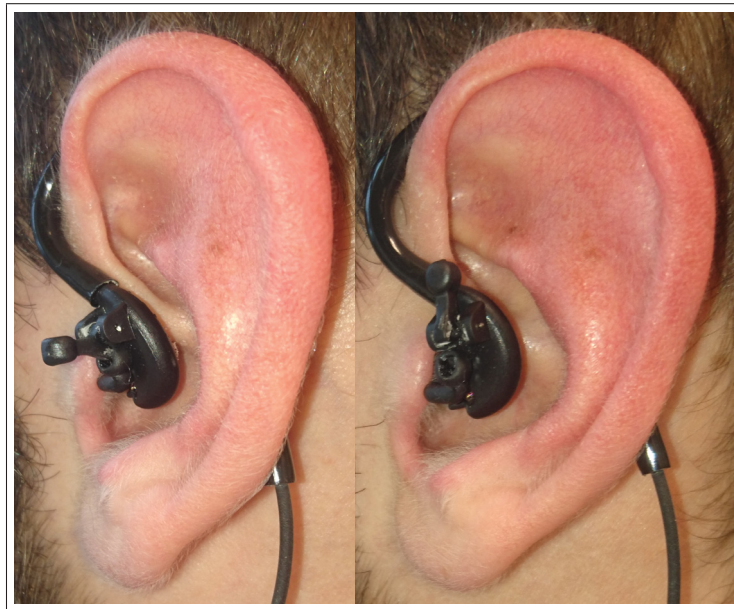


Figure 3.20 Dosimetric earplug, as worn with the vent in open (left) or sealed (right) conditions

### 3.5 Results

The present method was validated via measurements made in the open ear using a probe-microphone as well as with additional measurements collected using the designed earpieces. The next two sections provide the overall analysis that demonstrates the efficiency of the present method, as well as guidelines to be applied with the developed instrumentation.

#### 3.5.1 Method validation using probe-microphone measurements in the open ear

To identify the precision and working frequency range of the present method, preliminary tests were made using the results from probe-microphone measurements made in the open ear (see

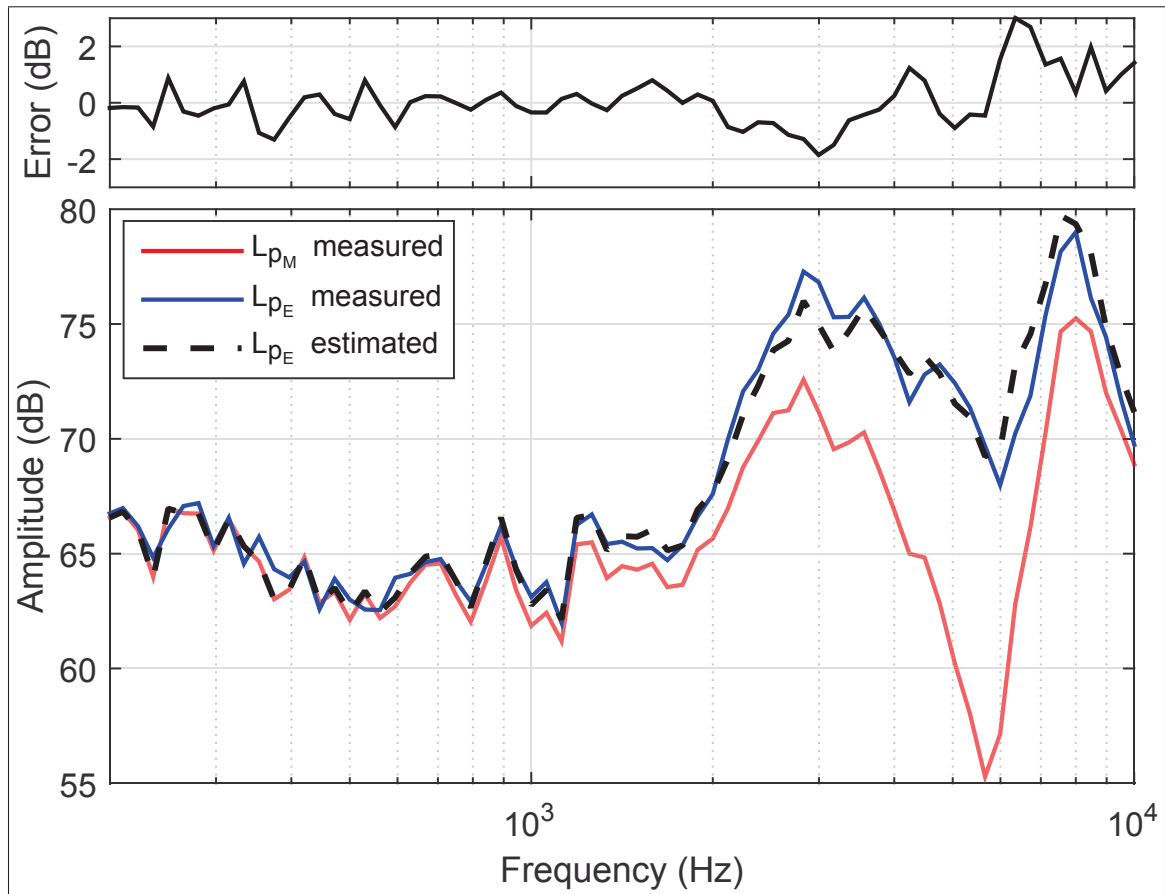


Figure 3.21 SPL spectrum measured at 8 mm past the ECE (in red) on one subject, and the corresponding spectrum at the eardrum as approximated using the proposed method (dashed line), in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies. The blue curve represents the spectrum directly measured close the tympanic membrane. In this example, the SPL at the eardrum is predicted with an accuracy of 3 dB up to 10 kHz, as shown by the error graph above

Sec. 3.3.1.2). For each subject, the SPL measured at 8 mm past the ECE ( $L_{p_M}$ ) was subtracted from the SPL collected near the ECE ( $L_{p_R}$ ). The resulting spectrum difference was used to convert  $L_{p_M}$  to the eardrum using Fig. 3.18 and the methodology described in Sec. 3.4. This result was then compared to the  $1/12^{\text{th}}$  octave band SPL spectrum directly measured close to the tympanic membrane. Among the 10 participants tested, it was found that the estimated SPL spectrum at the eardrum fell within 5 dB of its target measured values, over the entire frequency range up to 10 kHz. An example of such comparison for one subject is shown in Fig. 3.21. While the same accuracy was found at 10 mm from the ECE, an accuracy of  $\pm 6$  dB was found

when the MM was only 6 mm past the ECE. Additionally, when the MM was at 8 mm from the ECE, the spectrum maximum was found at frequencies from 4.7 to 6.3 kHz.

With precise probe-microphone measurements collected in the open ear, it is easy to ensure that  $L_{p_M}$  and  $L_{p_R}$  are measured at the intended locations and that the standing-wave minimum measured at the MM's location provokes the maximum expected in  $L_{p_R} - L_{p_M}$ . When using the earpieces of Fig. 3.17 or Fig. 3.19, the microphones may deviate slightly from their intended locations. To assure full compatibility of the developed prototypes with the developed methodology, response curves ( $L_{p_R} - L_{p_M}$ ) of the two prototypes were measured on the 10 human participants in various acoustic field conditions, and are presented in Sec. 3.5.2.

### 3.5.2 Results using the developed prototypes

For the 10 participants, the difference  $L_{p_R} - L_{p_M}$  was measured with both prototypes (dosimetric earpiece and dosimetric earplug) in a 10 m<sup>2</sup> double-wall audiometric sound booth (Eckel, Morrisburg, ON, Canada) featuring four loudspeakers (one loudspeaker in every corner). With the subject seated in the middle of the room, the difference  $L_{p_R} - L_{p_M}$  was measured, while the loudspeakers were used to create various acoustic field conditions, which are described in Table 3.2.

Tableau 3.2 Experimental setups used to create various acoustic field conditions when measuring the response curves of the two prototypes in the audiometric sound booth. When a single loudspeaker was used, it was positioned at ear level and at a distance of approximately 1 m from the participant

Diffuse field	$x^\circ$ incidence
White noise is played on the four loudspeakers simultaneously, creating an approximate diffuse field around the participant	White noise is played on one loudspeaker forming an angle of incidence of $x^\circ$ with the participant's ear in the azimuthal plane

In the case of the dosimetric earplug, the participants wore the earpiece shown in Figs. 3.19 and 3.20 in both ears. The dosimetric earplug was equipped with the high-insulation Comply<sup>TM</sup> Isolation T-400 eartips (Hearing Components, Inc., St Paul, MN) illustrated in Fig. 3.19. The



attenuation of the HPD was assessed by means of REAT measurements (ANSI, 2008) performed in the audiometric sound booth on each of the participants. First, the hearing thresholds of the participant was assessed without the HPD (in open ears). Then, the hearing thresholds of the participant were assessed while wearing the dosimetric earplug (in “sealed” position) in both ears. The real-ear attenuation at threshold (REAT) is the difference between the two thresholds in diffuse acoustic field. Following this, the dosimetric earplugs were kept in place in the subject’s ears and their response curves were measured in “open” position.

In the case of the dosimetric earpiece, the subjects wore the earpiece shown in Fig. 3.17. The response curves obtained with the dosimetric earpiece and the dosimetric earplug are presented in Secs. 3.5.2.1 and 3.5.2.2.

Tableau 3.3 Intersubject mean and standard deviation, and maximum values of the real-attenuation at threshold (REAT) obtained on the 10 participants wearing the dosimetric earplug in “sealed” position

<b>Frequency (Hz)</b>	125	250	500	1000	2000	4000	8000
<b>Mean (dB)</b>	20.3	22.9	27	26.8	31.7	38.2	41.1
<b>STD (dB)</b>	5.2	5.0	4.9	4.1	3.2	3.5	5.3
<b>Max (dB)</b>	30	34.8	39.4	38.8	37.8	44.5	47.2

### 3.5.2.1 Response curves using the dosimetric earpiece

Fig. 3.22 shows the response curves obtained in the left ear of the 10 participants (similar results were obtained in the right ear of the participants) wearing the dosimetric earpiece under the pseudo-diffuse field described in Table 3.2. Each curve clearly shows the expected maximum between 4.5 and 7.5 kHz. This range is slightly wider than that obtained with probe-microphone measurements made at 0 and 8 mm past the ECE in the open ear, which is most probably due to the uncertainty in earpiece positioning. Indeed, depending on how well the earpiece is fitted inside the participant’s ear, the MM may deviate from its intended location by 1 or 2 millimeters, even though precautions were taken in the earpiece design to target an 8 mm insertion depth. Such a shift in microphone positioning is also expected to have minimal effect on the method’s accuracy, as probe-microphone measurements showed a  $\pm 6$  dB accuracy in the

estimated spectrum when the MM was positioned between 6 and 10 mm from the ECE (see Sec. 3.5.1).

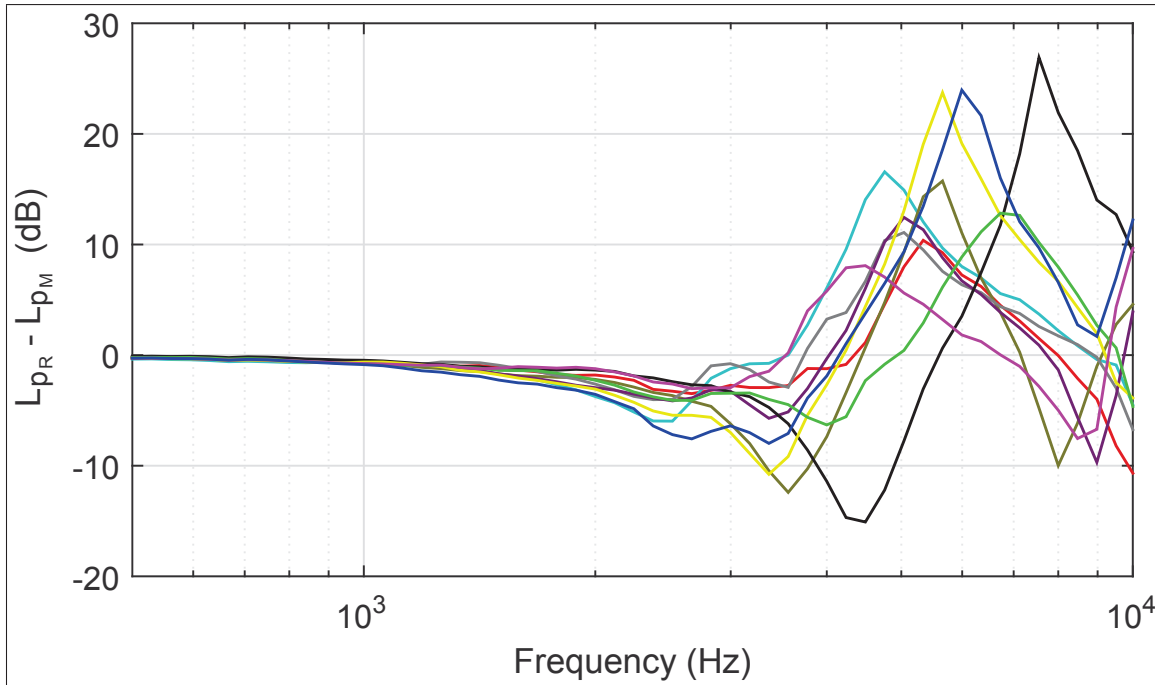


Figure 3.22 Response curves measured on the 10 participants wearing the developed dosimetric earpiece under approximate diffuse-field conditions, in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies. Overall, the expected spectrum maximum is clearly visible for all participants, and occurs between 4.5 and 7.5 kHz

With the dosimetric earpiece, the angle of incidence was found to have a negligible effect on the shape of the  $L_{p_R} - L_{p_M}$  function and the frequency at which the maximum occurs, confirming that the calibration procedure described in Sec. 3.4.1 can be run regardless of the acoustic field used. At most, a difference of one  $1/12^{\text{th}}$  octave band was found for  $f_{\text{peak}}$  between different angles of incidence. Fig. 3.23 shows the comparison between three angles of incidence for four different subjects.

Finally, similar measurements were also taken while covering the dosimetric earpiece with Peltor Optime 98 earmuffs (3M Company, St Paul, MN), and the responses were similar to those shown in Fig. 3.22. This confirms that although such an earpiece was initially designed to perform dosimetry measurements of the unprotected ear, it may also be used to perform in-ear

dosimetry measurements under earmuffs or any other passive equipment covering the worker's ears, as long as such equipment does not exceed the BC limit (as explained in Sec. 3.3.2).

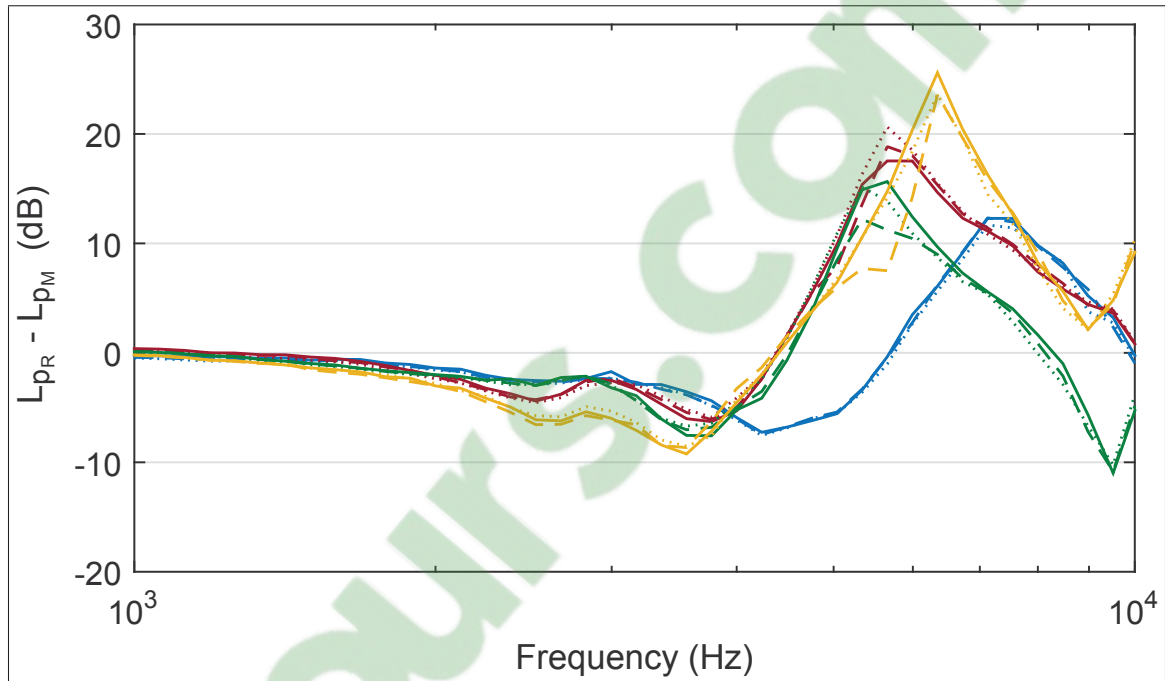


Figure 3.23 Response curves, in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies, measured on four subjects (left ear) wearing the developed dosimetric earpiece. The difference  $L_{pR} - L_{pM}$  is shown at  $0^{\circ}$  (dashed line),  $90^{\circ}$  (solid line), and  $270^{\circ}$  (dotted line) incidence. Each color represents a different subject. The angle of incidence has a negligible effect on the frequency at which the maximum occurs

### 3.5.2.2 Response curves using the dosimetric earplug

Fig. 3.24 shows the response curves obtained in the left ear of the 10 participants (similar results were obtained in the right ear of the participants) wearing the dosimetric earplug under the approximate diffuse field described in Table 3.2. All curves in Fig. 3.24 show the expected maximum, which occurs between 4.2 and 6.3 kHz. However, it can be seen that this maximum is not always as clearly defined as with the dosimetric earpiece, and that the response curves are generally less smooth than those in Fig. 3.22. To explain this, it should be recalled that unlike the setup illustrated in Fig. 3.12.c, the dosimetric earplug developed in this study does not make it possible to measure the  $L_{pR}$  right at the vent's inlet when in open position. Instead, the reference

microphone (RM) and the vent's inlet are separated by a distance of approximately 7 mm, and one is somewhat masked from the other by the cap used to reseal the earplug (see Fig. 3.19). This inevitably introduces acoustical artifacts into the response  $L_{PR} - L_{PM}$ , as the sound pressure measured by the RM may slightly differ from the pressure existing at the vent's inlet, especially at high frequencies. Besides, this issue would perhaps not be visible in a perfectly diffuse field, but the pseudo-diffuse field obtained in the aforementioned audiometric sound booth was obviously not as good as that obtained in a fully reverberant chamber.

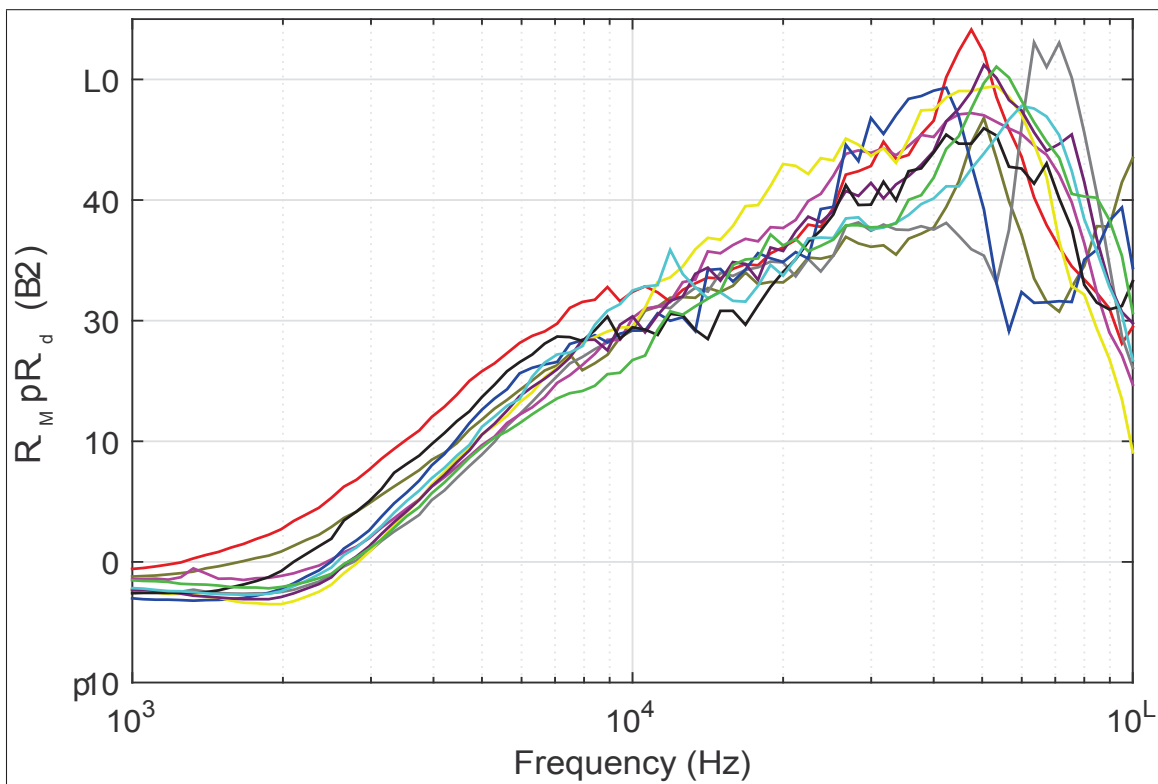


Figure 3.24 Response curves measured on the 10 participants wearing the developed dosimetric earplug under approximate diffuse-field conditions, in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies. The expected spectrum maximum occurs between 4.2 and 6.3 kHz, but appears somewhat less clearly than in Fig. 3.22 for some of the participants

Already aware of this problem, it was no surprise to the authors that the acoustic field conditions significantly affected the response curves of the dosimetric earplug for some of the participants, as illustrated in Fig. 3.25. Although the results were generally not as critical as in Fig. 3.25, the present prototype was found to be limited in its capacity to reproduce the expected maximum at

identical frequencies between different acoustic fields, implying that the only way to guarantee that the maximum detected occurs at the frequency  $f_{\text{peak}}$  is by measuring the response  $L_{\text{PR}} - L_{\text{PM}}$  in a diffuse field (which is rather unrealistic in practice). To investigate this issue, additional measurements were performed on five of the participants (10 ears in total), in which the subjects were asked to rotate from  $90^\circ$  to  $270^\circ$  incidence in the azimuthal plane (the rotation direction was chosen so that, at the midway position, the participants were facing the source) during the 15-second measurement (a pivoting chair was used). As illustrated in Fig. 3.25, results suggest that this approach can be used to simulate an acoustic diffuse field, as the maximum always occurred at the same frequency (with an acceptable error of one  $1/12^{\text{th}}$  octave band) as under the pseudo-diffuse field configuration.

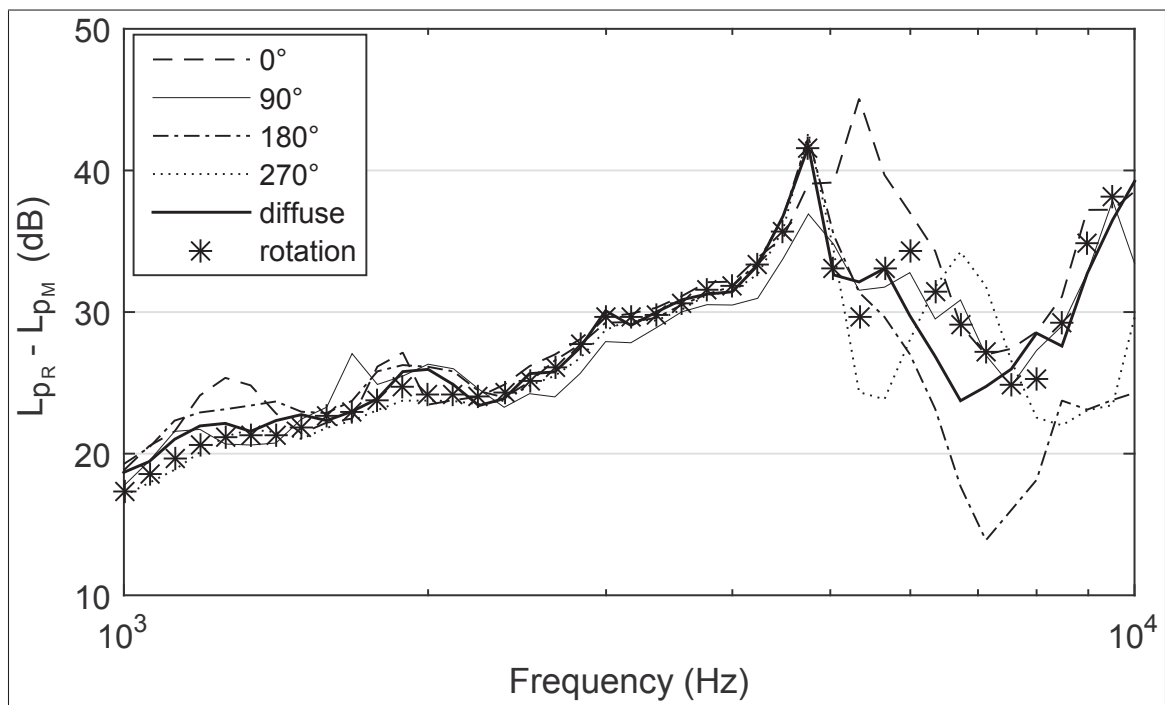


Figure 3.25 Response curves, in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies, measured on one subject (right ear) wearing the developed dosimetric earplug. The difference  $L_{\text{PR}} - L_{\text{PM}}$  is shown for  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ , and  $270^\circ$  incidence, and under the diffuse field defined in Table 3.2. The

asterisks represent the response obtained with the subject rotating from  $90^\circ$  to  $270^\circ$  incidence (midway position :  $0^\circ$ ). In this example, the angle of incidence has a significant effect on the frequency at which the maximum occurs

### 3.6 Discussion

A method and some prototypes were presented to perform the individual in-situ calibration of in-ear noise dosimeters (IENDs). As shown by the results presented in Sec. 3.4.1, the proposed method yields good estimates of the sound pressure received at the eardrum up to 10 kHz. However, because the microphone-to-eardrum correction (MEC) used to convert the measured SPLs to the tympanic membrane depends highly on the insertion depth, it also implies that the suggested calibration procedure should ideally be repeated every time the in-ear device (dosimetric earpiece or dosimetric earplug) is removed and re-inserted. Besides, this correction is not valid when the dosimetric device is worn outside the ear. Since many workers are sometimes tempted to remove their HPD to communicate (Neitzel & Seixas, 2005), the proposed approach would certainly benefit from a method that detects when such removal happens.

When using the dosimetric earplug, the calibration procedure rests on two main conditions. First, the earplug should be sufficiently well-fitted so that the open vent constitutes the dominant sound path during calibration. Second, the attenuation provided by the earplug in “sealed” position should not exceed the BC limit. To ensure that these two conditions are met, the attenuation provided by the earplug may be estimated in “sealed” position through a sound level comparison between the two microphones (Voix *et al.*, 2019). If this attenuation was to exceed the BC limit, the MEC presented in this paper would become irrelevant as the individual’s sound exposure would not be well represented by the SPL at the eardrum (Berger & Voix, 2019).

The fact that the dosimetric earpiece does not occlude the earcanal makes it more likely to move during typical workshifts (due to the worker’s movements), hence increasing the chances of the MEC fluctuating as a function of time. To circumvent this problem, it is suggested that the method described in Sec. 3.4.1 be implemented using the occupational noise surrounding the individual as the external sound source. Indeed, since this method does not require that anything in the dosimetric earpiece be modified, it may also be conducted during normal work activities, thus eliminating the need for the wearer to suspend her/his work task. If a self-induced noise detection method is used simultaneously, such calibration could even be run automatically in

real time, without any intervention from the wearer. With this approach, the MEC would be updated whenever the wearer is quiet and the ambient SPLs are high enough and cover enough frequencies to perform the calibration. Additionally, the dosimetric earpiece may be used under earmuffs, or any passive equipment that does not exceed the BC limit.

The instrumentation developed in this study should mainly serve as a guideline for future research and development, and was not built for intensive field use. As prototypes, the designed earpieces still present small deficiencies. The most obvious deficiency relates to the 7 mm distance between the RM and the vent's inlet in the dosimetric earplug, as explained in Sec. 3.5.2.2. In future work, it is suggested that this distance be reduced to a few millimeters, so that the calibration procedure described in Sec. 3.4.2 can be performed on a static wearer and under any acoustic field conditions. Finally, the attenuation provided by the dosimetric earplug worn together with high-insulation eartips is presented in Table 3.3. This data reveals that the attenuation values exceed 40 dB at certain frequencies. However, if these values are compared to the literature over the whole frequency range, they do not seem to reach the BC limit (Berger *et al.*, 2003).

In current noise standards, the risk of hearing loss is typically defined in reference to a damage-risk criterion level, which represents the maximum equivalent continuous SPL ( $L_{eq,8h}$ ) a worker can receive over an 8-hour work shift. This level is usually expressed in dBA, and is based on free-field measurements, i.e. measurements taken at the “center-of-head location” without the individual being present. Although the authors believe that the risk of hearing loss is more directly related to the SPLs at the eardrum, it is clear that IEND raises questions as to the quantification of the risk of hearing loss, since no risk criteria are currently defined at the eardrum's location. To overcome this problem, most recent standards, which define the measurement procedures to determine the sound emissions from sources close to the ears (ISO, 2002; CSA, 2013), now include recommendations to convert such in-ear measurements to the free field, provided that measurements are taken at the eardrum. Given the practical and safety issues that may arise from performing IEND measurements at the tympanic membrane, the method presented in this paper may be used, if SPLs are measured at various locations inside the ear canal, for prior conversion of such SPLs to the eardrum. In other words, the eardrum

SPLs obtained using the proposed method could be used together with the correction factors provided in the standards to estimate the free-field noise exposure of an individual.

For both systems, it should be remembered that the MEC assumes external stimulation of the ear canal, and is not valid for noises emitted by the wearer (voice, movements, etc.) that reach the measurement microphone (MM) through BC sound paths. Thus, for more precision, the proposed instrumentation and calibration procedure should be used together with a method that detects the presence of self-induced noise. Such a method has already been developed by the authors for earplugs (Bonnet *et al.*, 2019), but further research is needed to develop an equivalent approach for other wearing conditions (unprotected ears, earmuffs, etc.). The detection of self-induced noise is useful to assess the influence of an individual's own disturbances on the noise exposure received during typical workshifts, and is particularly important for occluded ears where such disturbances are amplified by the occlusion effect (Berger & Voix, 2019).

Overall, the proposed method may have important repercussions for hearing research and the prevention of NIHL. Using the suggested individual in-situ calibration procedure, noise dosimetry measurements may finally establish the actual SPLs and frequency contents received at the eardrum by a given individual. If combined with regular audiometric testing, or the recording of otoacoustic emissions (Nadon *et al.*, 2015), such measurements could help to build more precise cause-effect relationships between noise exposure levels and the risks of induced hearing loss. In the long run, the data collected using the present approach could serve as a basis to redefine current occupational noise exposure legislation and damage risk criteria, e.g. by determining new frequency-dependent noise damage risk criteria referenced at the eardrum.

### **3.7 Conclusions**

In this paper, a method was presented to perform the individual in-situ calibration of in-ear noise dosimeters. Using data collected on human test-subjects as well as simple modeling tools, a measurement procedure was proposed, and preliminary results were presented using the instrumentation developed in this study. Results suggest that the proposed approach can be



used to conduct in-ear noise dosimetry measurements in open (unprotected) ears, ears occluded with earplugs or earmuff-covered ears. The method uses dual-microphone measurements to estimate the acoustical correction needed to convert the in-ear SPLs to the eardrum, and has important benefits for personal noise exposure assessments as it can account for the specific earcanal geometry of a given individual. Moreover, the proposed method could help exploring more precisely the cause-effect relationships between noise exposure and the risks of induced a hearing loss. Further work involves the method's generalization to hearing protection offering higher attenuation, such as combined earmuff and earplug use (dual hearing protection), and the practical development of field-proof instrumentation that can be used effectively in industrial workplaces.

### **3.8 Acknowledgments**

This research was jointly funded by the *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail* (IRSST), the NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS), and the MITACS Accelerate program. The authors also wish to thank Simon Benacchio and Aidin Delnavaz for providing the earcanal geometry shown in Fig. 3.1.



## CHAPITRE 4

### IN-EAR NOISE DOSIMETRY UNDER EARPLUG : METHOD TO EXCLUDE WEARER-INDUCED DISTURBANCES

Fabien Bonnet<sup>1</sup>, Hugues Nélisse<sup>2</sup>, Marcos A.C. Nogarolli<sup>1</sup>, Jérémie Voix<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,  
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

<sup>2</sup> Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail (IRSST),  
505 Boulevard de Maisonneuve Ouest, Montréal, Québec, Canada H3A 3C2

Article soumis à la revue « International Journal of Industrial Ergonomics » en février 2019.

#### 4.1 Abstract

While personal noise exposure assessments are necessary to prevent noise-induced hearing loss in the workplace, standard personal noise dosimeters are limited when measuring the noise exposure of individuals wearing hearing protection devices (HPD). To overcome the difficulties in assessing the attenuation provided by HPDs, continuous monitoring systems of an individual's noise exposure under the HPD show promise. However, these systems can be affected by the noise events induced by the wearer, though research has shown that the risk of hearing loss inherent to self-generated sounds (voice, swallowing, chewing) can be less than for external noise. This paper presents a low computational method to perform in-ear noise dosimetry under an earplug while excluding the noise contributions from the wearer. The method uses a dual-microphone earpiece able to take measurements both under the earplug and outside the ear. A comparison of the two microphones signals, through coherence calculations, provides sufficient information as to whether the protected noise levels originate mainly from the wearer or from external noise sources. Laboratory results collected on human test-subjects suggest that the proposed method is not only valid for a wide variety of self-generated sounds, it is efficient regardless of the amount of attenuation provided by the earplug. Further work involves validating the approach and parameters in occupational settings, and adapting this method to other types of HPDs such as earmuffs or dual hearing protection.

## 4.2 Introduction

Personal noise exposure measurements aim to assess the amount of noise exposure for a given person, usually a worker, to ensure it complies with the exposure limits of a specific legislation. One way of monitoring the level of exposure is a personal body-worn dosimeter, which provides the convenience of continuous monitoring at the location of the individual. Personal noise dosimeters are particularly useful when individuals are required to move frequently during their work shift or when the acoustic environment of the workplace is hardly predictable, since such variables can hardly be taken into account with standard sound level meter measurements. Personal noise dosimeters are usually attached to the wearer's shoulder to measure the noise levels close to the ears. Though adequate, this location does not always counter the effect of microphone placement, particularly for directional sound fields (Byrne & Reeves, 2008). Also, the measured sound pressure levels (SPLs) may not represent the ambient noise correctly if influenced by the wearer's voice (Ryherd *et al.*, 2012; Borgh *et al.*, 2008). And furthermore, the accuracy of personal noise dosimeters is compromised when hearing protection devices (HPD) are worn. Indeed, the attenuation provided by the HPD, which should be subtracted from the ambient noise levels, can show large variations and uncertainties. Despite the progress achieved in the estimation of the field performance of HPDs, current fit-testing methods are beset by major uncertainties such as measurement uncertainty, spectrum uncertainty and fit variability (Voix *et al.*, 2019), and also fail to account for HPD removal. Such uncertainties both in the ambient noise levels and in the HPD's effective attenuation make it difficult to accurately determine the actual noise exposure received by a given worker wearing HPDs.

Systems that continuously monitor an individual's noise exposure under the HPD (Besette & Michael, 2012; Theis *et al.*, 2012; Mazur & Voix, 2013; Gallagher *et al.*, 2014) show promise to remedy these issues. By measuring personal noise exposure directly inside one's protected ears, these may finally provide a clear answer to the pressing question "Is this worker properly protected against noise?" But to do so, the influence of self-induced sounds on in-ear noise dosimeter measurements needs to be considered, since the SPLs measured below HPDs may be significantly affected by noises emitted by the wearer. This is particularly true when earplugs are

worn, as the so-called occlusion effect (OE) is known to amplify most sounds originating from the wearer, especially at low frequencies (Berger & Kerivan, 1983). Such sounds, which will be further referred to as wearer-induced disturbances (WIDs), may result from shouting, speaking, singing, coughing or sneezing, but softer sounds associated with chewing, walking, scratching, sniffing, or swallowing may also need some attention in low ambient noise environments. Indeed, research has previously shown that the risk of hearing loss inherent to self-generated noise can be less than that of external noise due to inhibition mechanisms occurring both in the middle ear (Borg & Counter, 1989; Mukerji *et al.*, 2010) and at the neuronal level (Creutzfeldt *et al.*, 1989). Moreover, the OE tends to amplify nonphysiological noise emanating from the interaction between the measuring instrument and the wearer, such as rustling and thumping noises (often referred to as microphonics) one hears when tapping the earpiece's cord or when the cord brushes against something. Thus, it is of clear interest to measure the average noise exposure excluding the noise coming from the individual, especially when earplugs are worn. This paper presents a low computational method to perform in-ear noise dosimetry under an earplug while excluding WIDs. The method (École de technologie supérieure, 2018) is described in Sec. 4.3.1, followed by Sec. 4.3.2 presenting how the parameter values were optimized through measurements on human test-subjects. The results are presented in Sec. 4.4, and discussed in Sec. 4.5.

## **4.3 Method**

### **4.3.1 Description**

The proposed methodology uses a dual-microphone earpiece, illustrated in Fig. 4.1. An in-ear microphone (IEM) connected to a probe tube measures the sound pressure under the earplug, while an outer-ear microphone (OEM) measures the sound pressure outside the ear. Although the earpiece can support various types of eartips, the results presented in this paper were obtained using double-flanged silicone eartips, chosen due to easier insertion properties. A method is proposed to detect and exclude WIDs for dosimetry purposes. The method is based on the

following principle : when the sound pressure level measured inside the ear is due to surrounding external noise, a strong correlation exists between the two microphone signals as sound simply travels from the OEM to IEM through the earplug. When the IEM's signal is perturbed by WIDs, such as speech, this correlation drops within the frequency range of the disturbance signal.

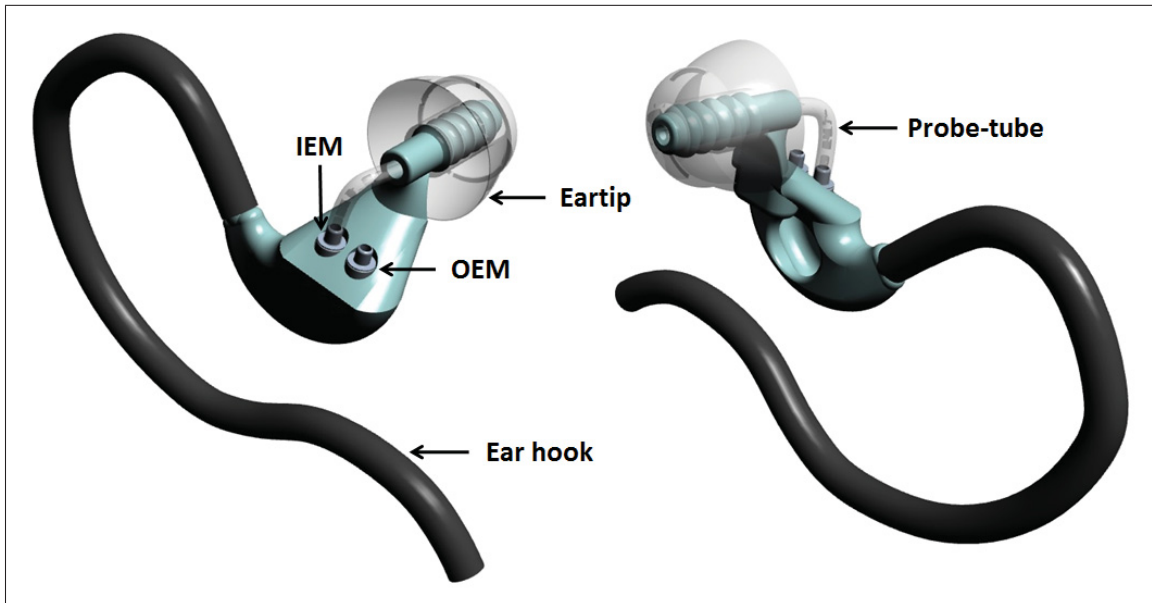


Figure 4.1 Three-dimensional model of the dual-microphone earpiece used as part of the proposed method

A classical tool to measure the correlation between two signals at specific frequencies is the coherence function  $\gamma^2$  (Randall, 1987). It is defined as :

$$\gamma^2(f) = \frac{|S_{OI}(f)|^2}{S_{OO}(f) S_{II}(f)}, \quad (4.1)$$

where  $S_{OO}(f)$  is the autospectrum of the time signal  $x_{OEM}(t)$  measured by the OEM,  $S_{II}(f)$  is the autospectrum of the time signal  $x_{IEM}(t)$  measured by the IEM, and  $S_{OI}(f)$  is the cross spectrum between the two signals  $x_{OEM}(t)$  and  $x_{IEM}(t)$ . Coherence  $\gamma^2(f)$  measures the degree of linear relationship between the two signals at any given frequency or band center frequency,

on a scale from 0 ( $x_{\text{OEM}}(t)$  and  $x_{\text{IEM}}(t)$  are uncorrelated) to 1 ( $x_{\text{OEM}}(t)$  and  $x_{\text{IEM}}(t)$  are fully correlated).

For a given time frame  $i$ , it is possible to calculate the coherence function at specific frequencies and to average it across the desired frequency range. The indicator  $\Delta$  is defined here and expressed as follows :

$$\Delta_i = -10 \log_{10} \left( \frac{\sum_{f_p=f_{\min}}^{f_p=f_{\max}} \gamma_i^2(f_p)}{N} \right), \quad (4.2)$$

where  $f_{\min}$  and  $f_{\max}$  are the lowest and highest bands of the desired frequency range to be determined, and  $N$  is the number of frequency bands within this range.  $\Delta_i$ , a positive number expressed in dB, approaches 0 when the two microphone signals are highly coherent between  $f_{\min}$  and  $f_{\max}$ , over time frame  $i$ . The values of  $f_{\min}$  and  $f_{\max}$  should be representative of the disturbing signals to be detected (e.g., speech). The authors insist that Eqs. (4.1) and (4.2) be implemented as fractional band calculations, since it was found that computing  $\Delta$  from narrow band values decreased performance as it gave too much weight to higher frequencies.

$\Delta$  should be computed for every time frame of duration  $\Delta T$  (e.g., at every 0.5 s), and compared to a threshold value  $\Delta_{\text{th}}$  above which it is assumed a substantial part of the signal measured by the IEM consists of noise contributions from the wearer. When  $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ , the impact of WIDs on the sound pressure received by the IEM is negligible, which implies that :

$$L_{\text{IEM},i}^*(f) \approx L_{\text{IEM},i}(f), \quad (4.3)$$

where  $L_{\text{IEM},i}(f)$  is the SPL measured inside the occluded ear during time frame  $i$ , and  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  is the SPL that would be measured in the absence of WIDs.

When  $\Delta_i > \Delta_{\text{th}}$ ,  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  can be estimated using two different methods :

1.  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  computed assuming earplug attenuation remains constant during WIDs :

$$L_{\text{IEM},i}^*(f) \approx L_{\text{OEM},i}(f) - \text{NR}_{\text{tmp}}, \quad (4.4)$$

where  $L_{\text{OEM},i}(f)$  is the SPL measured by the OEM during time frame  $i$ .  $\text{NR}_{\text{tmp}}$  is the estimated noise reduction (SPL difference between OEM and IEM) measured when the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition was last met, i.e. the last time no WIDs were detected. This approach is particularly adapted for WIDs that increase the SPL inside the ear but barely make any difference to the sound pressure measured outside the ear by the OEM. This method is more adapted to low to medium noise environments as such WIDs, hereafter referred to as “low-level WIDs”, typically hardly contribute to the IEM’s signal in high noise environments.

- 2a.  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  approximated assuming ambient noise levels remain constant during WIDs :

$$L_{\text{IEM},i}^*(f) \approx L_{\text{tmp}}, \quad (4.5)$$

where  $L_{\text{tmp}}$  is the SPL measured by the IEM when the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition was last met, i.e. the last time no WIDs were detected. This approach is particularly suited for WIDs that significantly affect the levels measured by the OEM. Such WIDs, hereafter referred to as “high-level WIDs”, include all vocal WIDs (speech, cough, throat clearing, etc.) and other WIDs to be defined. This method is not adapted to low noise environments in which the wearer’s physiological noise (breathing, heartbeats, etc.) contribute continuously to the sound pressure inside the ear canal, hence making it difficult to meet the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” criterion even for short periods of time.

- 2b.  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  can be approximated as being the same as when the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition was last met, or when  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  was last estimated using Eq. (4.4) because the  $\Delta_{\text{th}}$  value was exceeded due to low-level WIDs. This method is simply a variation of method 2a when the latter is used together with method 1.



Ideally, these two methods should be used together as each is adapted to a specific type of WIDs, which implies that a strategy should be found to distinguish low-level WIDs from high-level WIDs. The most obvious characteristic to help to differentiate between the two is the in-ear SPLs generated by the corresponding signals. Indeed, high-level WIDs such as speech are likely to generate higher in-ear SPLs than low-level (and non-vocal) WIDs. Hence, a simple way to distinguish high-level WIDs from low-level WIDs is to consider a threshold level  $L_{\text{th}}$  below which no high-level WIDs can theoretically occur. The in-ear SPL in the frequency range of interest is defined as :

$$L_i = 10 \log_{10} \left( \sum_{f_p=f_{\min}}^{f_p=f_{\max}} 10^{\frac{L_{\text{IEM},i}(f_p)}{10}} \right), \quad (4.6)$$

To be consistent with Eq. (4.2), the in-ear SPLs and threshold value  $L_{\text{th}}$  are compared within the same frequency range used to calculate  $\Delta$  ( $f_{\min} < f < f_{\max}$ ). Whenever  $L_i > L_{\text{th}}$ , any detected WID is considered as “high-level” (i.e. having a significant impact on  $L_{\text{OEM},i}(f)$ ), which implies that method 2b should be used rather than method 1. Finally, method 2b requires a prior knowledge of  $L_{\text{tmp}}$  and  $\text{NR}_{\text{tmp}}$ , which implies that the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” criterion should be met beforehand. When WIDs are detected ( $\Delta_i > \Delta_{\text{th}}$ ) and the variables  $L_{\text{tmp}}$  and  $\text{NR}_{\text{tmp}}$  are not yet initialized,  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$  can be estimated using the following expression :

$$L_{\text{IEM},i}^*(f) \approx L_{\text{IEM},i}(f) + 10 \log_{10}(\gamma_i^2(f)), \quad (4.7)$$

where the quantity  $-10 \log_{10}(\gamma_i^2(f))$  represents the estimated noise contribution, in dB, from the portion of the signal that is uncorrelated with  $x_{\text{OEM}}(t)$  (Randall, 1987). This equation was found to provide good estimates of  $L_{\text{IEM},i}^*(f)$ , but is less accurate than Eq. (4.4).

The suggested overall methodology is summarized in Fig. 4.2 and was optimized and validated in laboratory tests involving human subjects. The next subsection shows how these measurements were used to optimize the values of the method’s parameters :  $f_{\min}$ ,  $f_{\max}$ ,  $\Delta_{\text{th}}$ ,  $L_{\text{th}}$ , and  $\Delta T$ .

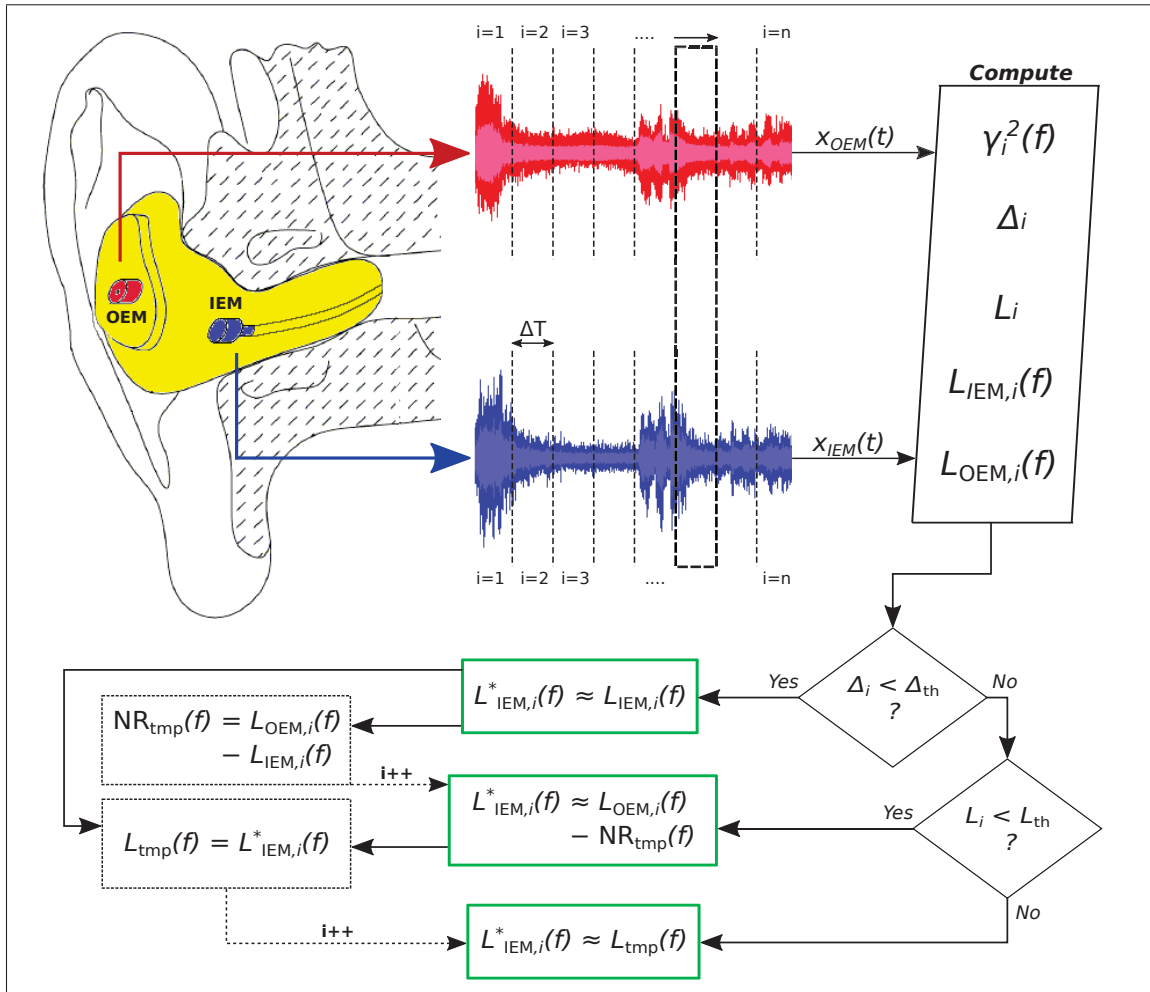


Figure 4.2 Flowchart of the proposed method, with signals segmented into  $n$  time frames of duration  $\Delta T$ . The frames are processed chronologically from left ( $i=1$ ) to right ( $i=n$ ).

$L_{tmp}(f)$  and  $NR_{tmp}(f)$  are temporary variables to be used for further time frames

### 4.3.2 Parameter optimization on human test-subjects

With the earpiece shown in Fig. 4.1, tests were conducted to optimize the proposed method's parameters. The tests, involving human participants, were approved by ÉTS's internal review board. To simulate a worst-case test scenario, a reverberant room was used : in reverberant sound fields, the wearer's voice contribution on the OEM is maximized, making it, in principle, more difficult for speech to be detected using Eq. (4.2). Additionally, the diffuse field created by the room's reverberation should reduce the linear relationship between the two microphones

exposed to a dominant surrounding noise, hence increasing the value of  $\Delta$  in the absence of WIDs.

Fourteen subjects (10 male, 4 female) participated in the study, with ages ranging from 20 to 50 years old. Although no hearing tests were needed for these types of objective measurements, otoscopic screenings were performed to ensure no ear abnormalities.



Figure 4.3 Left : Subject speaking while seated in the reverberant room, as part of the experimental procedure. Subject is wearing the earpiece shown in Fig. 4.1 and pronounces phrases written on the sheet in front of him. White noise is played simultaneously on the four loudspeakers. Right : picture showing the earpiece as worn in the participant's ear

The earpieces were calibrated prior to each test. The acoustical effect of the probe tubes was assessed by measuring the microphone responses with and without the tubes under an identical sound field. This effect was numerically removed in all measurements.

The subjects remained seated during the entire experiment, as shown in Fig. 4.3, and wore the earpiece in both ears. After being quiet for the first 15-20 seconds, the subjects were asked

to perform a series of actions while being exposed to continuous white noise played on four speakers (one in each corner of the room). Each subject was asked to perform the task twice : first in a low to medium noise level (constant room SPL between 50 and 75 dBA), and then in a medium to high noise level (constant room SPL between 75 and 100 dBA) to cover a wide range of exposure levels in the occluded ear. This gave a total of 56 measurements (14 subjects, 2 levels and 2 ears per subject) for analysis. The disturbing signals to be analyzed, which are described in Table 4.1, were meant to represent most of the gestures encountered in everyday life that are likely to contribute to the SPLs measured inside the occluded ear. The sentences to be pronounced were the same for all subjects, and were spoken in French. As a primary analysis, the disturbing actions were sorted in Table 4.1 according to their noise impact on the occluded earcanal. The estimated in-ear SPLs associated with each of the disturbances are displayed in the third column. These were estimated by measuring the equivalent continuous in-ear SPL ( $L_{eq,IEM}$ ), in dBA, of each disturbance signal, and computing the arithmetic average of all  $L_{eq,IEM}$  collected in each group. As expected, vocal events are those associated with the highest noise contribution ( $> 80$  dBA). The authors found that shouting could result in SPLs as high as 105 dBA under the earplug. Hence, in-ear noise dosimetry performed in the occluded ear may significantly overestimate the noise dose received from external noise sources by individuals who tend to speak a lot during their work activities. For example, someone exposed to an average 75 dBA under the earplug (excluding WIDs) while speaking 10% of a typical 8-hour work shift may result in a daily equivalent continuous SPL ( $L_{eq,8h}$ ) of 81 dBA with in-ear dosimetry if WIDs are included (considering the speech-induced in-ear SPL to be 90 dBA). Thus, the proposed method shall focus mainly on detecting vocal WIDs.

To optimize the discrimination of the vocal events, the values of the various detection parameters should be chosen carefully. A general inspection of the collected in-ear signals showed that although male voices had more energy at low frequencies than female voices, both male and female voices contributed mostly to frequencies between 200 and 1500 Hz during speech activities, as shown in Fig. 4.4. Therefore, it would make sense to choose 200 and 1500 Hz as the respective values for  $f_{min}$  and  $f_{max}$ . To confirm these values, the collected data were first

Tableau 4.1 List of actions and their associated mean in-ear SPLs in dBA. The numbers in parenthesis indicate the standard deviation

Action	Description	Estimated in-ear SPL (dBA)
Shouted speech	Subjects pronounce a phrase as if they were addressing someone 30 meters away	93.6 ( $\pm$ 3.3)
Raised speech	Subjects pronounce a phrase as if they were addressing someone 10 meters away	89.6 ( $\pm$ 3.5)
Throat clearing	Subjects emit noise as if they were clearing their throat	85.7 ( $\pm$ 7.7)
Shock on earpiece	Experimenter taps earpiece with fingertips	85.0 ( $\pm$ 2.9)
Whistle	Subjects whistle a random melody	82.7 ( $\pm$ 3.9)
Cough	Subjects cough	81.3 ( $\pm$ 5.4)
Low speech	Subjects pronounce a phrase as if they were speaking to themselves	81.4 ( $\pm$ 5.4)
Chew	Subjects rub their upper and lower teeth together as if they were chewing food	73.5 ( $\pm$ 6.8)
Sniff	Subjects sniff	< 70
Swallow	Subjects swallow with emphasis	< 65
Face scratch	Subjects scratch their chin	< 65
Microphonics	Experimenter rubs/moves the cord that connects the earpieces to the signal conditioning box	< 65
Wink	Subjects wink with emphasis	< 55

split into separate groups, each corresponding to an action in Table 4.1. For each group, the coherence between  $x_{IEM}(t)$  and  $x_{OEM}(t)$  was calculated using Eq. (4.1). Then, statistical tests were run to compare the coherence  $\gamma^2(f)$  of each group with a reference group that contains only periods of 5-10 seconds with no apparent WID. Fig. 4.5 shows the  $p$ -values obtained when the comparison is done at each  $1/12^{\text{th}}$  octave center frequency and for each of the “noisiest” actions of Table 4.1. Fig. 4.5 demonstrates clear differences in the coherence between  $x_{IEM}(t)$  and  $x_{OEM}(t)$  depending on whether the subjects were speaking or not, especially from 200 to 3000 Hz ( $p < 10^{-9}$ ). The effect above 1500 Hz is, however, believed to be a consequence of the earplug’s good attenuation at mid frequencies and the use of white noise as external stimulation, and is not necessarily representative of the human voice spectrum. To maximize the detection of vocal noise events under all types of acoustic environments, the authors then recommend a

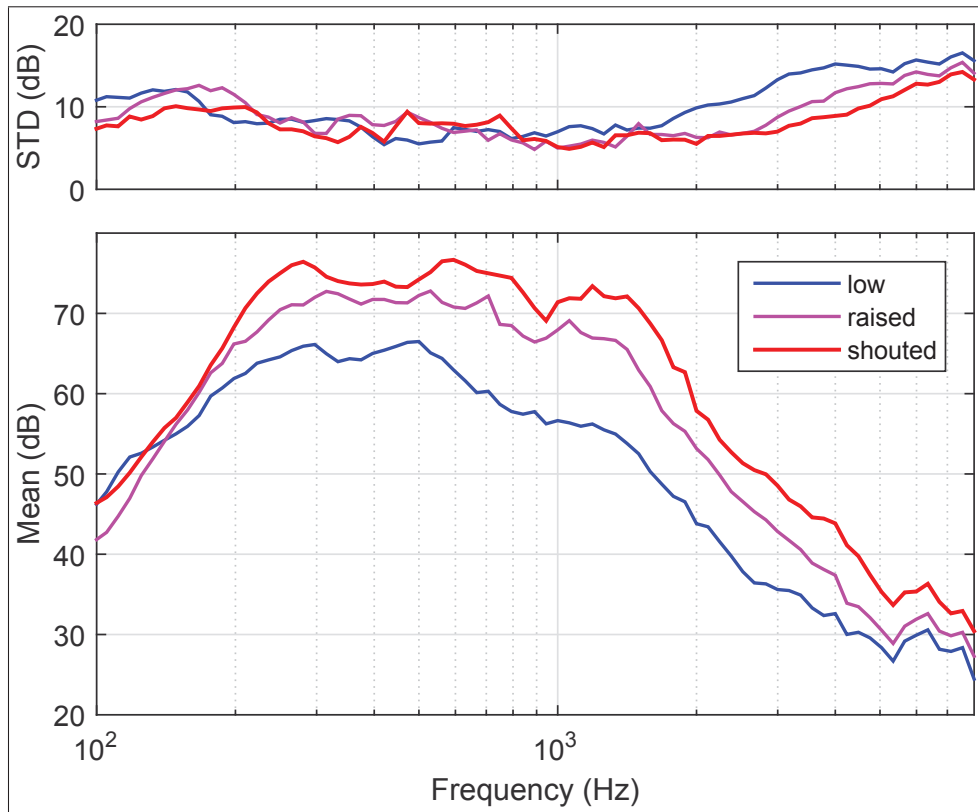


Figure 4.4 In-ear average sound spectrums ( $N = 14$ ) measured in  $1/12^{\text{th}}$  octave band frequencies for low, raised and shouted speech. The top plot indicates the standard deviation (STD)

range of 200 to 1 500 Hz since most of the sound energy directed towards the occluded ear canal during speech activities are within this range, as shown in Fig. 4.4.

To determine the effect of the various WIDs on the OEM, the equivalent outer-ear SPL ( $L_{\text{eq,OEM}}$ ) was computed in dBA for each WID and compared to the outer-ear ambient noise level (OEANL). The OEANL corresponds to the  $L_{\text{eq,OEM}}$ , in dBA, measured when the participant was quiet. Fig. 4.6 shows the contribution in dB of each WID to the OEM (i.e., the difference  $L_{\text{eq,OEM}} - \text{OEANL}$ ). Unsurprisingly, speech WID has the greatest effect on the OEM. When the ambient SPL was as low as 50 dBA, only four WIDs contributed more than 3 dB to the OEM : speech, whistling, sniffing, and some shocks to the earpiece.

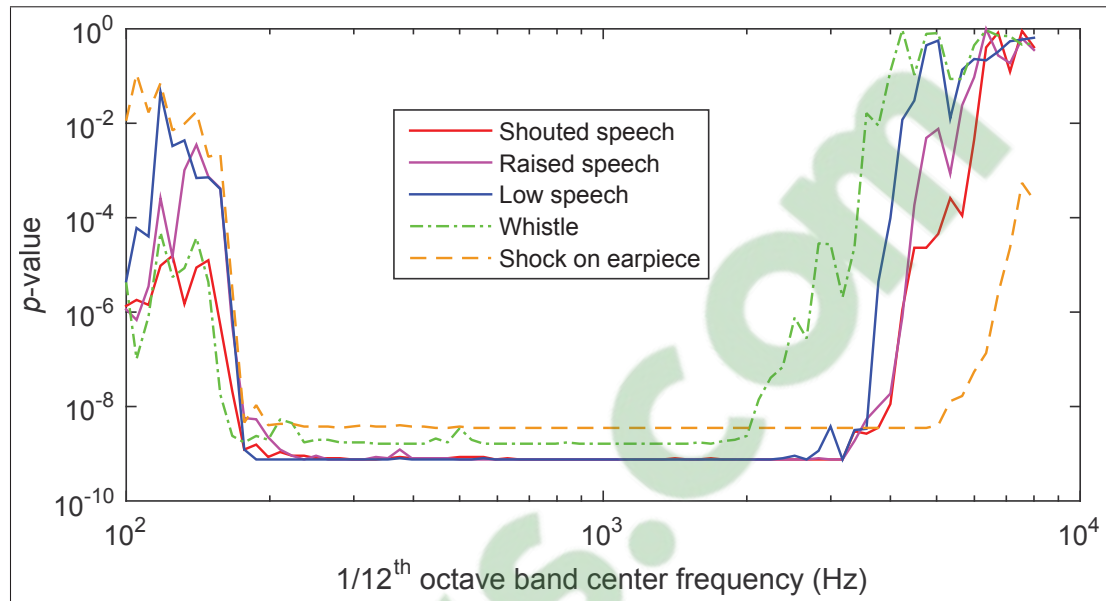


Figure 4.5  $p$ -values resulting from Wilcoxon signed-rank tests comparing  $\gamma^2(f)$  in the presence and absence of WIDs for speech, whistling and shocks to the earpiece. The results for coughing and throat clearing are not shown as they were very similar to speech results

Then,  $\Delta$  and  $L$  were computed by means of  $1/3^{\text{rd}}$  octave band calculations using Eqs. (4.2) and (4.5), with  $f_{\text{min}}$  and  $f_{\text{max}}$  center frequencies of 200 and 1250 Hz respectively (the corresponding upper cutoff frequency is 1413 Hz). Fig. 4.7 is a scatterplot showing the resulting  $\Delta$  values as a function of  $L$ , in the presence and absence of WID. For every WID segment, the values of  $\Delta$  and  $L$  were averaged (a logarithmic average was used for  $L$ ) over small periods during which a particular WID occurred continuously (e.g. for speech,  $\Delta$  and  $L$  were averaged over one phrase spoken by the subject). As for non-WID segments,  $\Delta$  and  $L$  were averaged over periods of 5-10 seconds during which the subjects remained completely quiet, aside from normal breathing. The in-ear ambient noise level, referred to as IEANL, was calculated as the minimum overall SPL, in dBA, measured during this quiet period when the latter was split into time frames of 0.3 seconds. For WIDs, only those exceeding the IEANL by at least 3 dB were considered, since WIDs that do not significantly contribute to the SPL inside the ear will probably not need to be detected.

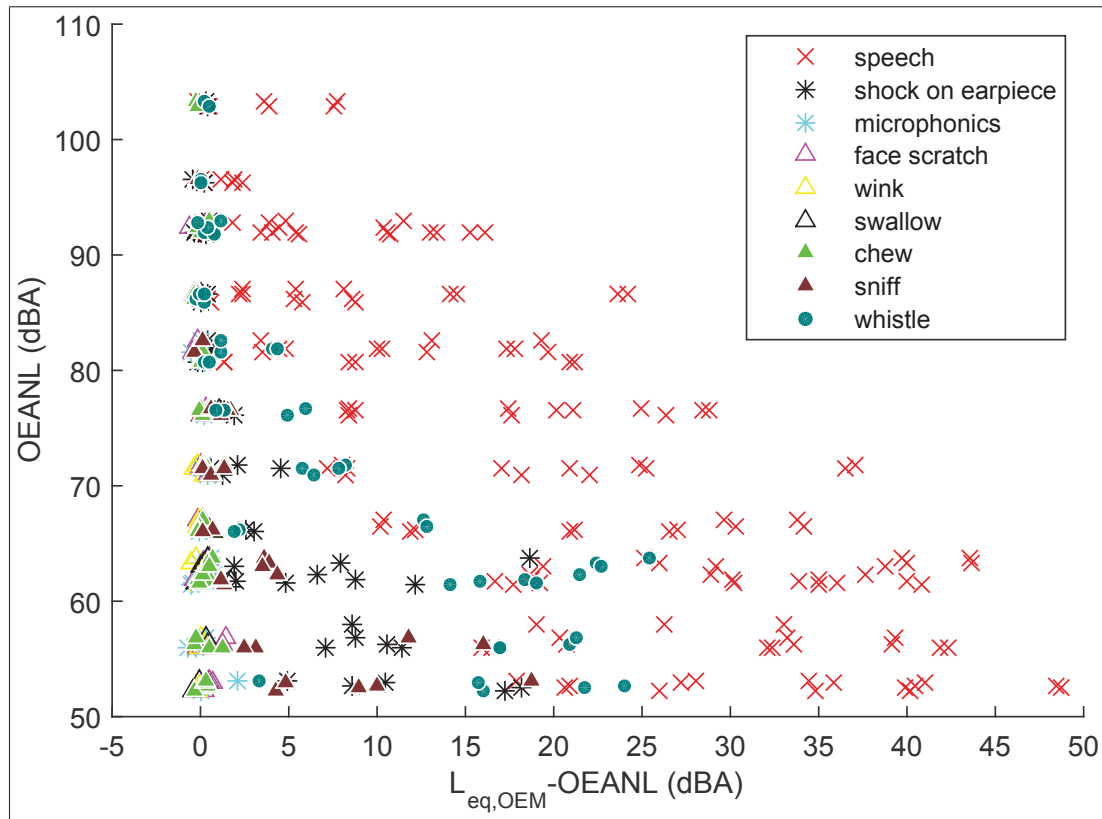


Figure 4.6 Scatterplot showing in y, the outer-ear ambient noise level and in x, the contribution (in dBA) of the WIDs to the level measured by the OEM ( $L_{eq,OEM}$ ) for each corresponding action

Fig. 4.7 shows that even though the parameters  $f_{min}$  and  $f_{max}$  were optimized for speech detection, the selected values can also detect other types of WID. Fig. 4.7 was used to define optimized values for the threshold parameters  $L_{th}$  (60 dB) and  $\Delta_{th}$  (0.75 dB). The threshold value of 60 dB was chosen for  $L_{th}$  so that the four WIDs most likely to contribute to the OEM's signal (speech, whistling, sniffing and shocks to the earpiece) fall into the category of high-level WIDs ( $L > L_{th}$ ). Thus, the upper right corner of Fig. 4.7 represents data with high-level WIDs ( $L^*_{IEM,i}(f)$  should be estimated using method 2b), and the upper left corner represents data with low-level WIDs ( $L^*_{IEM,i}(f)$  should be estimated using method 1). All data in the lower part of Fig. 4.7 (below  $\Delta_{th}$ ) is considered WID-free ( $L^*_{IEM,i}(f)$  should be estimated using Eq. (4.3)). Fig. 4.7 also reveals that below a certain ambient noise level ( $L < 50$  dB), the



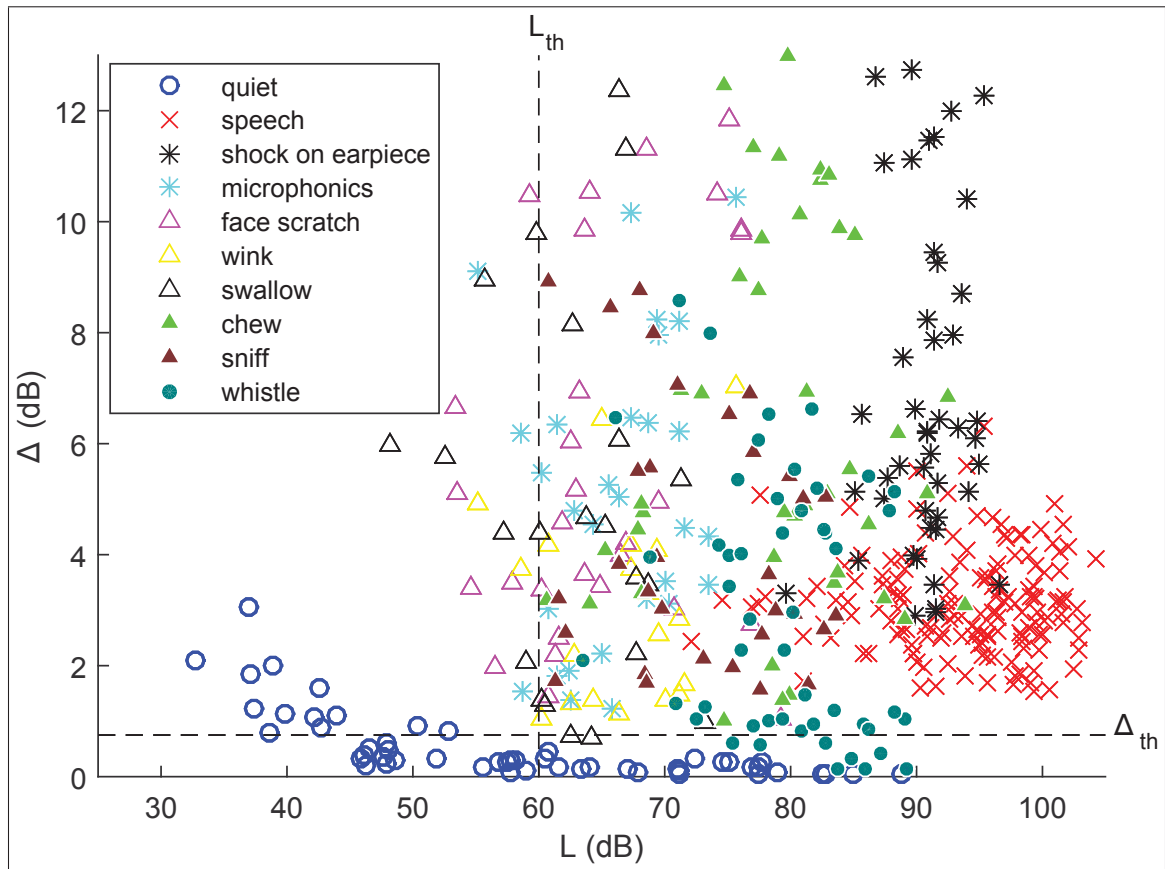


Figure 4.7 Scatterplot of  $\Delta$  as a function of  $L$ , in the presence and absence of WIDs (subject quiet but breathing normally), showing that WID and non-WID activities can be separated using the threshold parameters  $L_{th}$  and  $\Delta_{th}$ , represented respectively by the vertical and horizontal dashed lines

subject's physiological noises (breathing, heartbeat) contributed sufficiently to the in-ear SPLs to increase the value of  $\Delta$ , even when the subject was quiet.

$\Delta T$  is the time frame duration at which the parameters of the proposed method are measured and the time interval at which the main output,  $L^*_{IEM,i}(f)$ , is stored. Therefore, its ideal value obviously depends on the computational power of the wearable system used for in-ear dosimetry. In modern telecommunication systems, Voice Activity Detection (VAD) is used to relay the speech sections of an audio session and deactivate processing during non-speech sections to avoid their unnecessary coding/transmission. Typically, such systems use frames less than 25 ms long (Davis *et al.*, 2006; Farsi *et al.*, 2009), which seems excessively short

for dosimetry purposes. On the other hand, considering that over 80% of pauses (i.e. within-speaker gaps between words or phrases) in spontaneous speech are between 200 and 1 000 ms (Campione & Véronis, 2002), values of  $\Delta T$  greater than 1 s should typically be avoided. In highly fluctuating noise environments, smaller  $\Delta T$  values will enhance the accuracy of the dosimetry system by helping it to detect ambient noise level variations during speech pauses (see method 2b). To reduce the computational time of this method, it is also possible to decrease the number of frequency bands ( $N$ ). The authors found that the use of 1/3<sup>rd</sup> octave bands ( $f_{\min} = 200$ ,  $f_{\max} = 1\,250$ ,  $N = 9$ ) lead to slightly better performances (see Table 4.3) than with 1/12<sup>th</sup> octave calculations ( $f_{\min} = 187$ ,  $f_{\max} = 1\,414$ ,  $N = 36$ ). If the context in which noise dosimetry occurs does not require higher spectrum resolutions, the authors recommend using 1/3<sup>rd</sup> octave frequency bands and reducing  $\Delta T$ .

Despite the use of optimized parameter values, the method described in Fig. 4.2 is not without flaws. The authors noticed that although the values of  $\Delta$  were on average higher than  $\Delta_{\text{th}}$  during WID emissions (as shown in Fig. 4.7), there could be short time intervals (e.g. during uninterrupted speech) where WIDs were not detected as  $\Delta$  fell below the predefined threshold. Such false negative results may significantly affect the  $L_{\text{eq}}$  measured over longer periods of time as the value of  $L_{\text{tmp}}$  stored during the corresponding time frames may be used to estimate  $L^*_{\text{IEM},i}(f)$  in further true positive time frames (see Fig. 4.2). Hence, the false negative rate for WID detection should be as small as possible, especially during speech activities as they represent the highest noise contributions (see Table 4.1). To lower the probability of false rejections, the authors tried several approaches, including time frame overlapping or the use of hangover scheme. The latter approach, which is based on the idea that speech occurrences are highly correlated with time (Davis *et al.*, 2006), appeared to work best. Using a time frame of 0.3 s, good results were obtained with the following hangover scheme : any time frame that precedes or follows a time frame for which the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition is met should be treated as if it satisfies the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition itself (thus, method 2b should be used for this particular time frame).

Tableau 4.2 Optimized parameter values selected for the proposed method

$f_{\min}$ (Hz)	$f_{\max}$ (Hz)	$\Delta_{\text{th}}$ (dB)	$L_{\text{th}}$ (dB)	$\Delta T$ (s)	$N$	<b>Hangover scheme</b>
200	1 250	0.75	60	0.3	9	Treat any time frame that precedes or follows a time frame for which the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition is met as if it satisfies the “ $\Delta_i < \Delta_{\text{th}}$ ” condition itself.

The next section presents results and performance ratings obtained from laboratory measurements. Table 4.2 summarizes the optimized values chosen for the parameters of the proposed method, which will be used further on.

#### 4.4 Results

Using the parameter values presented in the previous section, individual results were computed using laboratory measurements and performance was verified based on standard detection ratings. Supplementary tests were also conducted to assess whether this method could be implemented with other types of HPDs.

##### 4.4.1 Individual results

Because the room SPL was kept constant during the acquisition of every ear and ambient noise level tested, one way to verify whether all WIDs were correctly detected is to compute the in-ear equivalent sound pressure level ( $L_{\text{eq,IEM}}$ ) over the entire measurement period, while excluding WIDs using the suggested method. As an example of the present detection principle, Fig. 4.8 shows the evolution of  $\Delta$  as a function of time during speech activities of one subject. Since the subjects were to remain quiet during the first 15-20 seconds of the experiment, the  $L_{\text{eq,IEM}}$  should be close to the level measured during that initial period. Fig. 4.9 shows the results obtained for a subject exposed to 90 dB ambient SPL (measured simultaneously with a reference free-field microphone in the room). The  $L_{\text{eq,IEM}}$  associated with the full measurement period is presented with and without the wearer’s noise contributions. Unsurprisingly, its value strongly depends on whether WIDs are excluded or not. To illustrate the impact of WIDs on in-ear SPLs,

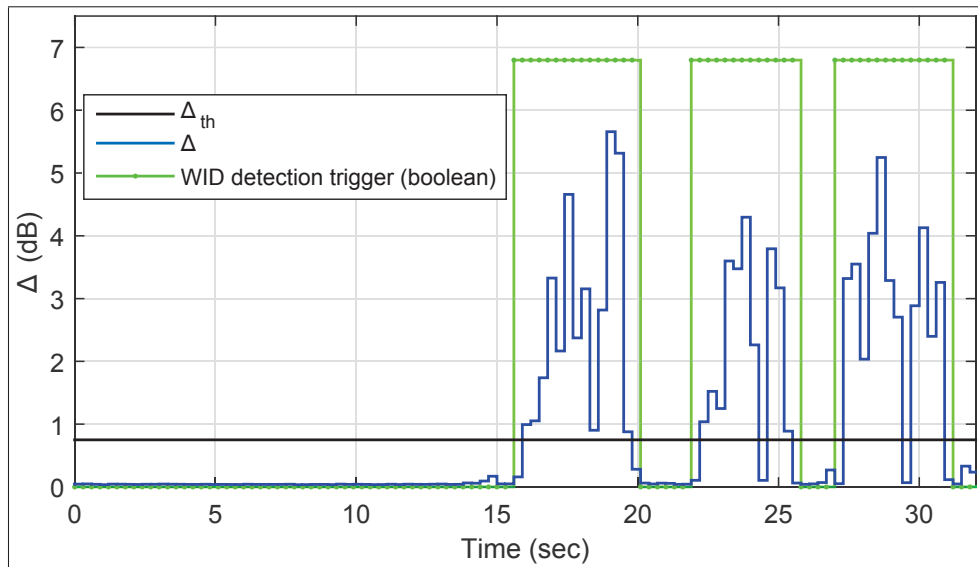


Figure 4.8 Evolution of  $\Delta$  as a function of time on one subject (right ear). Subject was quiet during the first 15 s, then pronounced 3 sentences (shouted, raised and low speech), which were correctly identified as WIDs by the proposed method as shown by green curve. Ambient SPL was 76 dBA and earplug provided an overall noise reduction of approximately 10 dB

Fig. 4.10 shows the  $L_{eq, IEM}$  (with and without WID) obtained on all 14 subjects (28 ears) and ambient levels, and the corresponding IEANLs. According to Fig. 4.10, the present method effectively excludes WIDs, but seems less accurate at lower levels (IEANL < 40 dBA). In fact, the differences at low ambient SPLs were, for the most part, caused by properties relating to the room. In a reverberant chamber such as the one used for this study, the SPLs induced by high-level noises (such as speech) take longer to decrease due to reverberation. The present method not being meant to exclude the reverberated part of WIDs, it seems normal that the equivalent continuous SPLs measured without the contribution of WIDs are slightly higher than the expected IEANL at lower levels. To better evaluate how well each WID is detected by the present method and algorithms, a more detailed analysis was needed and performance indicators are given in the next section.

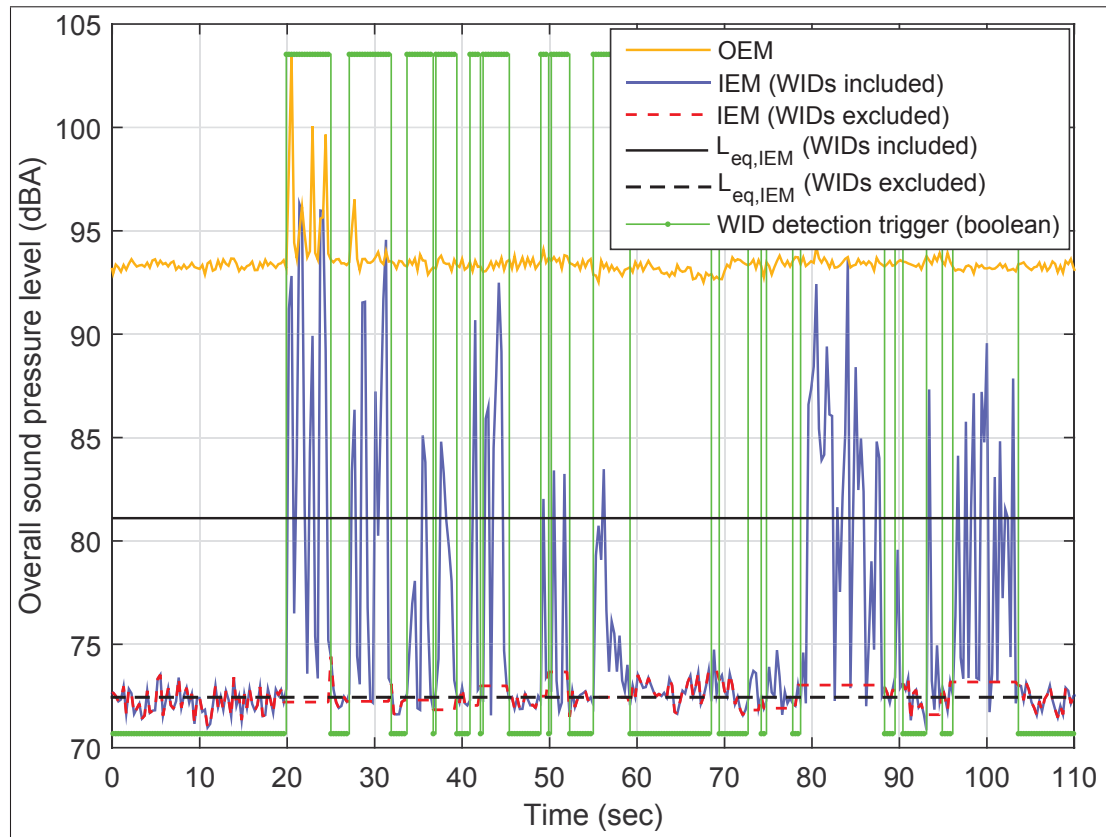


Figure 4.9 Evolution of in-ear and outer-ear SPLs as a function of time on one subject. While being exposed to 90 dBA continuous white noise (free-field value), the subject performs the actions of Table 4.1 sequentially, with short pauses between. Graph shows in-ear SPLs without wearer’s contribution, as estimated by the proposed method, and corresponding equivalent continuous SPLs ( $L_{eq,IEM}$ ) with and without wearer’s disturbances (respectively 81 and 72 dBA)

#### 4.4.2 Performance assessment

The performance of the suggested method was assessed in the laboratory using data collected on the 14 subjects. All 0.3-second time frames with WIDs provoking a shift of at least 3 dB above the IEANL were tested with the proposed algorithms using the optimized parameter values shown in Table 4.2. Table 4.3 presents the true positive detection rates (TPR : the percentage of time frames correctly labeled as WIDs) obtained for each type of WIDs on all 14 subjects. Table 4.3 confirms the results shown in Fig. 4.10, namely that whistling is less accurately detected than other WIDs. The authors suspect that this is because whistling exits

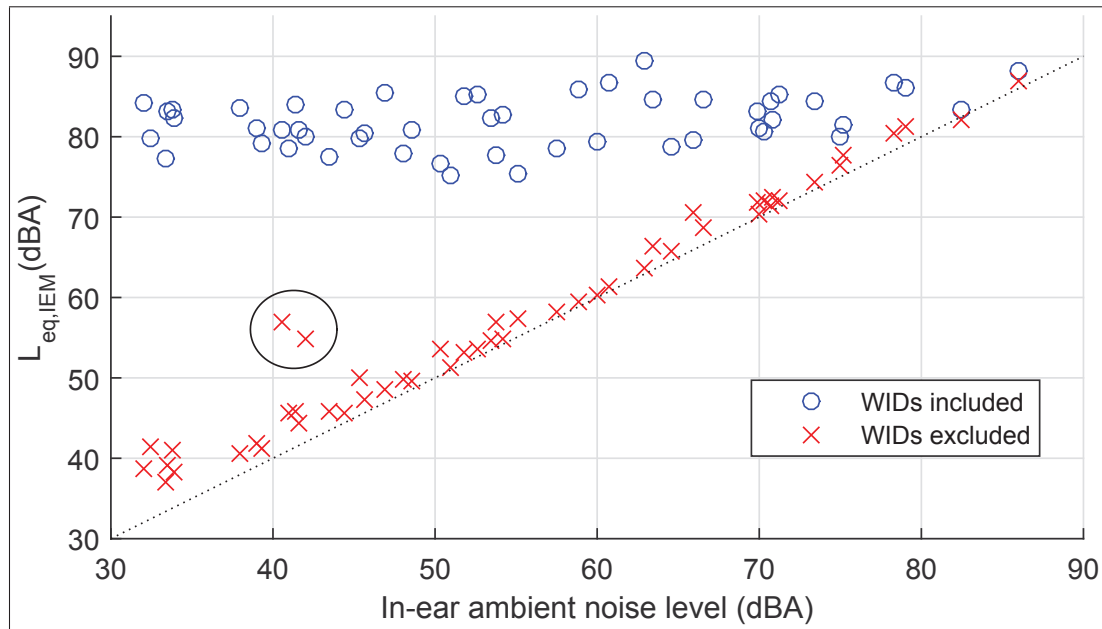


Figure 4.10 Equivalent continuous in-ear SPL over entire measurement period, with and without contribution of WIDs.  $x$ -axis shows measured IEANLs. Measured levels excluding WIDs align well with the actual IEANL, evidencing the method's efficiency. The two "outliers" circled in black are due to only partially detected whistling on one participant (left and right ears)

the wearer's lips with minimal excitation of the skull. Thus, less noise is transmitted to the IEM through the wearer's body than for other WIDs, which increases the coherence between the two microphones. The false positive rate (FPR : the percentage of time frames incorrectly labeled as WIDs, when the wearer was quiet and not contributing to the IEM's signal) was 0%, confirming that the parameter values were adapted for all the participants tested (to avoid the influence of physiological noise on the results, the FPR was only measured for IEANLs higher than 55 dBA). Finally, complementary tests were conducted, with the experimenter speaking. They showed that the experimenter's voice, as opposed to the wearer's voice, was never detected by the proposed algorithms, confirming that the suggested approach is meant to detect noise events coming exclusively from the wearer.

Because  $\Delta$  is essentially a measure of the level of similarity between the IEM and OEM signals, it is expected that better earplug attenuation should facilitate WID detection, as it may produce

Tableau 4.3 True positive detection rates (TPRs) for each type of WIDs tested with the proposed approach and parameter values, based on data collected on 14 subjects wearing the ear apparatus presented in Fig. 4.1. TPRs were computed for all frames resulting in a shift of at least 3 dB above the IEANL. Numbers in parenthesis were obtained with 1/12<sup>th</sup> octave band ( $N=36$ ) rather than 1/3<sup>rd</sup> band calculations (if not shown, the two numbers were identical)

Action	Total number of frames	Number of frames detected	True positive detection rate
Speech	2 179	2 173 (2 159)	99.7% (99.1%)
Throat clearing	77	77	100%
Cough	117	117 (115)	100% (98.3%)
Shock on earpiece	226	226	100%
Whistle	643	580 (522)	90.2% (81.2%)
Chew	512	512	100%
Sniff	61	61	100%
Swallow	76	76	100%
Face scratch	302	302	100%
Microphonics	210	210	100%
Wink	58	58	100%

a better seal and higher OE (although a deeper earplug insertion may also reduce the OE (Berger & Kerivan, 1983)). For high-level WIDs, higher earplug attenuation also reduces the amount of wearer-induced noise that reaches the IEM via airborne conduction through the earplug. Since most TPRs presented in Table 4.3 are at 100%, such rates can hardly be used to evaluate the effect of earplug attenuation on the method. To do so, a custom confidence metric ( $\Delta_{\text{conf}}$ ) is defined here, and is expressed as follows :

$$\Delta_{\text{conf}} = \overline{\Delta_{\text{RS}}} - \overline{\Delta_{\text{Q}}}, \quad (4.8)$$

where  $\overline{\Delta_{\text{RS}}}$  is the average  $\Delta$  measured (for a given participant at a given noise level) during raised speech, and  $\overline{\Delta_{\text{Q}}}$  is the average  $\Delta$  measured when the subject is quiet. The value of  $\Delta_{\text{conf}}$ , expressed in dB, reflects the ease with which raised speech is detected using the present method and algorithms. Here again,  $\Delta_{\text{conf}}$  was only computed for IEANLs higher than 55 dBA, to avoid the influence of physiological noise on the results. Earplug attenuation was estimated

as the overall noise reduction, in dB, provided by the hearing protector (i.e. the overall level difference between the OEM and the IEM when the participant is quiet and surrounded by noise). As expected, Fig. 4.11 shows that  $\Delta_{\text{conf}}$  increases as a function of earplug attenuation, which confirms that the present method is somewhat more robust with a proper HPD fit. Nevertheless, the TPRs presented in Table 4.3 demonstrate the method's efficiency even with low attenuation due to poorly inserted earplugs.

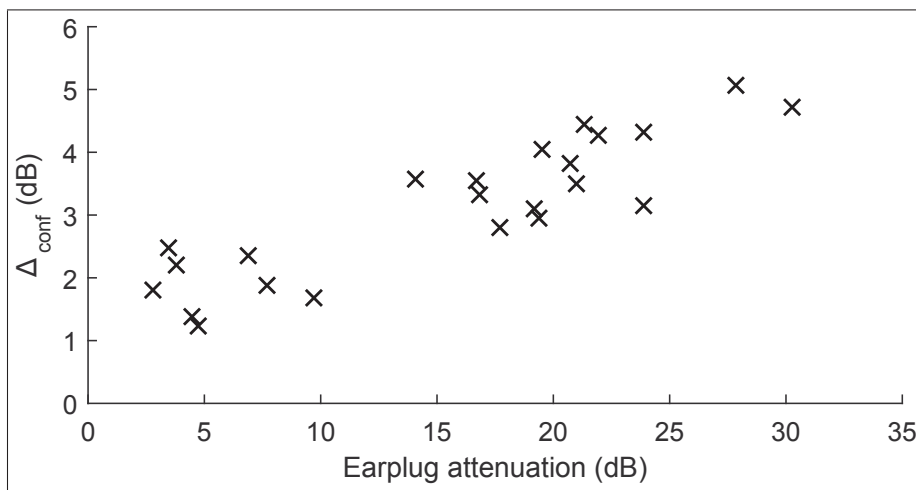


Figure 4.11  $\Delta_{\text{conf}}$  measured for IEANLs higher than 55 dBA, as a function of earplug attenuation.  $\Delta_{\text{conf}}$  increases with earplug attenuation, evidence of the enhanced robustness of the proposed method with properly inserted earplugs

#### 4.4.3 Results with other types of HPDs

The present method applies to earplugs. Supplementary tests were performed to assess whether the method could be adapted to other types of hearing protectors, such as earmuffs or a combination of earplugs and earmuffs (commonly referred to as dual hearing protection). The results are presented in the two sections that follow.



#### 4.4.3.1 Results with dual hearing protection

To test whether the present method could work for dual hearing protection, the measurement protocol was repeated with 5 subjects wearing Peltor Optime 98 earmuffs (3M Company, St Paul, MN) in addition to the earpiece used in this study. In this configuration, the OEM did not measure the SPLs directly outside the HPD, as it was covered by the earmuffs.

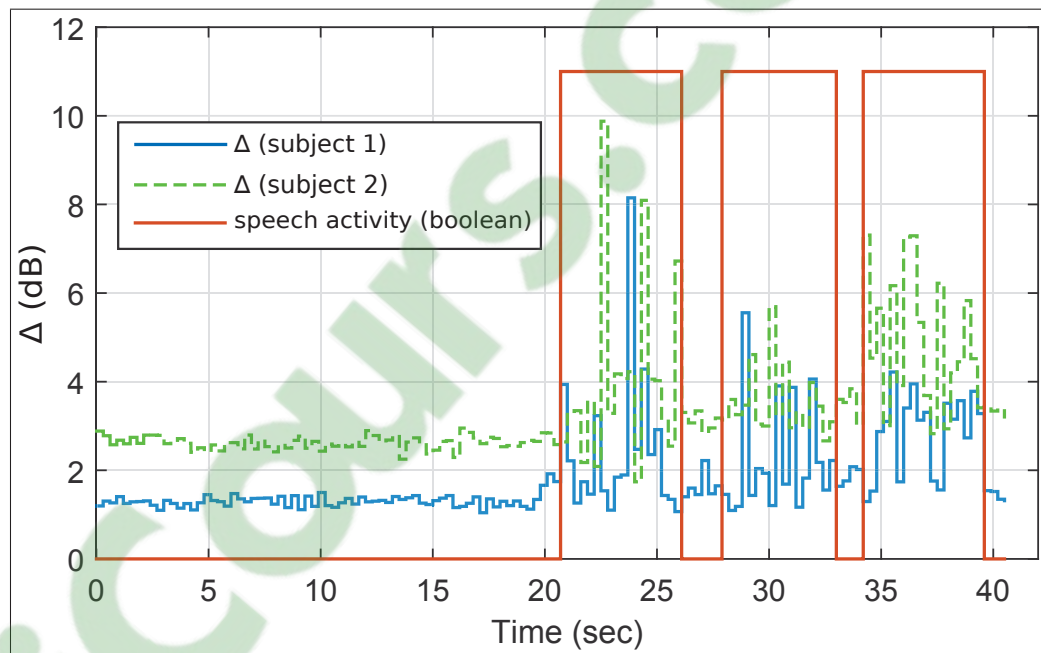


Figure 4.12 Evolution of  $\Delta$  as a function of time for two dual hearing protection wearers exposed to ambient SPLs of 100 dBA (subject 1) and 85 dBA (subject 2). Dual protection provided an overall noise reduction of approximately 35 dB. Red curve indicates when wearer was effectively speaking (shouted, raised and low speech)

Fig. 4.12 shows the evolution of  $\Delta$  as a function of time for two subjects in conditions of quiet and speech. For both participants,  $\Delta$  follows a similar trend as with single earplugs, reaching its minimum value when the participant is quiet and increasing during vocalization. However, the minimum values of  $\Delta$  differ from those obtained with single earplugs, and they also differ between the two subjects. Although the physical mechanisms involved in dual hearing protection are rather complex and not fully understood (Nélisse *et al.*, 2017), the authors suspect that this

minimum value depends not only on the SPLs measured by the OEM, but also on the attenuation provided by the earplug. Fig. 4.13 shows a third example in which a subject is exposed to lower ambient SPLs. Here, speech has the effect of decreasing instead of increasing the value of  $\Delta$ . This is because for lower ambient SPLs, the wearer's voice combined to the earmuffs' OE contributes more to the OEM's signal than does the surrounding ambient noise. This also explains why in Fig. 4.12, the expected increase during vocalization is less clear for subject 2 (85 dBA ambient SPL) than for subject 1 (100 dBA ambient SPL).

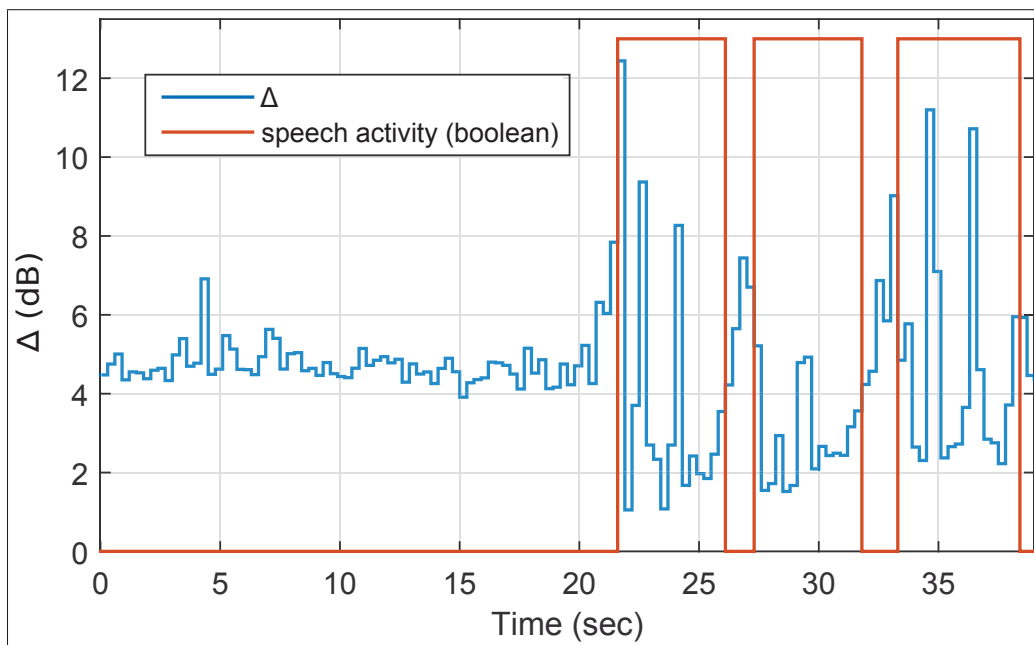


Figure 4.13 Evolution of  $\Delta$  as a function of time for an individual wearing dual hearing protection and exposed to ambient SPLs of 75 dBA. Dual protection provided an overall noise reduction of approximately 37 dB. Red curve shows when the wearer was effectively speaking

Based on these results, it is assumed that the present method cannot be applied directly in its original form to dual hearing protection, as the evolution of  $\Delta$  is not consistent between wearers and wearing conditions (ambient SPL, earplug attenuation). Nevertheless, it should be noted that the results shown in Fig. 4.13 are rather unrealistic in practice, as dual hearing protection is usually used for ambient SPLs higher than 100 dBA. At such levels, the method could perhaps be adapted to dual hearing protection by including features accounting for potential differences

in the minimum value of  $\Delta$  between wearers and wearing conditions. For instance, an adaptive filter could be used to optimize the parameters and account for such differences in real time.

#### 4.4.3.2 Results with single earmuffs

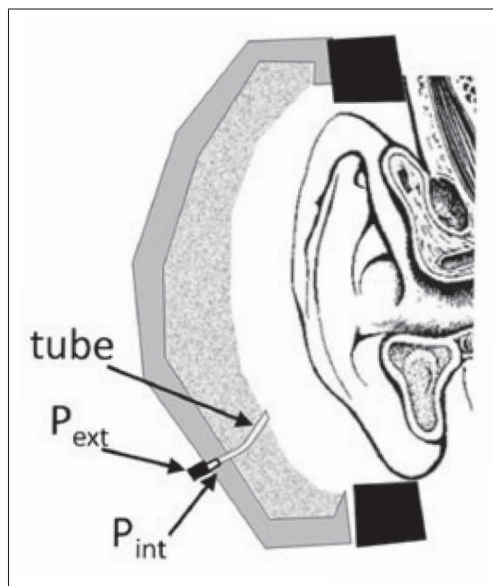


Figure 4.14 Schematic drawing from Nélisse *et al.* (2012). Probe-microphone measures sound pressure under the earmuffs ( $P_{int}$ ), while second microphone measures sound pressure outside the earmuffs ( $P_{ext}$ )

To assess whether the present method could be adapted to individuals wearing earmuffs as sole HPD, a short analysis was performed using data collected in a previous study (Nélisse *et al.*, 2012). In this study, continuous field measurements were taken on workers wearing earmuffs, using the setup shown in Fig. 4.14. An internal (noted “int” in the figure) microphone collects audio signals under the earmuff cups, while an external (noted “ext” in the figure) microphone collects audio signals outside the earmuffs. Considering the internal microphone to be the IEM described in the present study, and the external microphone to be the OEM, the suggested method was applied to see whether speech activities could be detected on individuals surrounded by noise in the workplace. Overall, the difference in  $\Delta$  between speech and non-speech activities

was insufficient to provide accurate speech detection using the present coherence-based approach. First, the coherence achieved between the two signals when the wearer is quiet and surrounded by noise seemed much lower than with earplugs, which may be due to a greater distance between the two microphones. Additionally, the drop in coherence expected when the wearer speaks was less marked than with earplugs, as the OE is usually less pronounced with earmuffs than with earplugs. Also, the fact that the IEM was not placed directly inside the earcanal (see Fig. 4.14) has perhaps reduced the contribution of speech to the signal  $x_{\text{OEM}}(t)$ . Fig. 4.15 shows the evolution of  $\Delta$  as a function of time during speech for a wearer of the apparatus described in Fig. 4.14. The individual was wearing Peltor H7A earmuffs (3M Company, St Paul, MN).

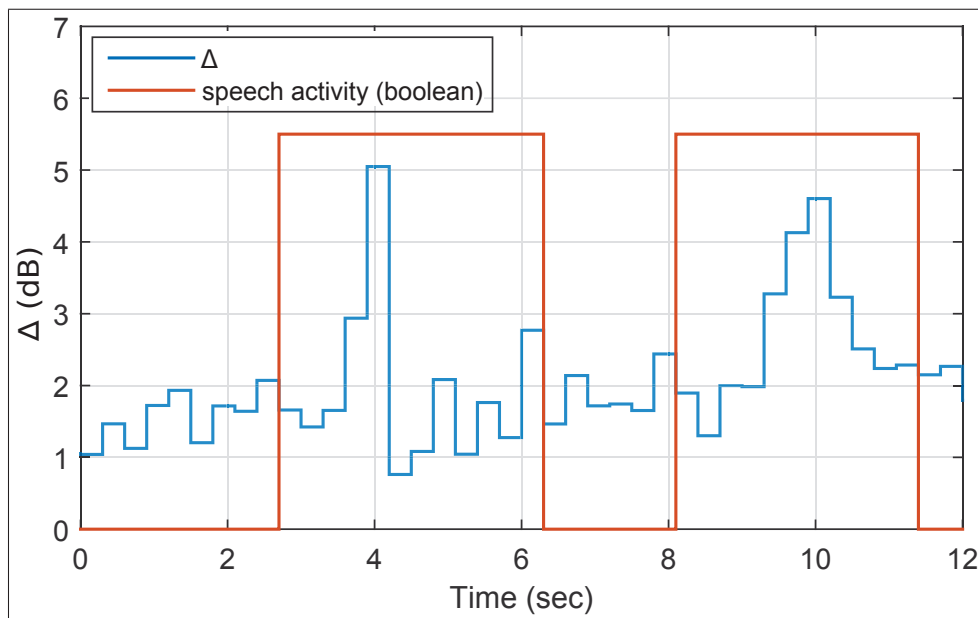


Figure 4.15 Evolution of  $\Delta$  as a function of time for earmuff apparatus (Fig. 4.14). Wearer was exposed to ambient SPLs of 80 to 95 dBA, and overall earmuff noise reduction was approximately 27 dB. Red curve shows when the wearer was effectively speaking (raised speech). Expected increase during speech is unclear, thus it is difficult to define a detection threshold in this case

## 4.5 Discussion

While the laboratory detection rates reported in Table 4.3 are certainly high, it is worth reiterating that these only reflect the ability of the proposed approach to detect wearer-induced disturbances, and do not necessarily reflect how well the quantity  $L^*_{IEM,i}(f)$  is estimated. Similarly, the results shown in Fig. 4.10 are promising, but were obtained with constant ambient SPLs, while the noise levels in a real workplace may vary rapidly over time. Using the discussed optimized parameter values, ambient SPL variations during high-level WIDs can only be detected if : i)  $L$  falls beyond its threshold  $L_{th}$ , or ii)  $\Delta$  falls beyond its threshold  $\Delta_{th}$  during a period corresponding to at least 0.9 seconds (3 time frames, due to the hangover scheme proposed here). Hence, if the wearer speaks continuously (i.e. with all speech pauses lasting less than 0.9 seconds) for long periods of time, simultaneous changes in the ambient noise levels will not be registered. While in most applications, this combination will probably not happen frequently enough to have a significant effect on the daily equivalent continuous SPL ( $L_{eq,8h}$ ), such imprecisions may be more problematic in the presence of excessive impulse noise. Indeed, impact sounds occurring during speech (or other high-level WIDs) would not be included in the noise exposure by the present method and parameter values. Hence, complementary algorithms could be added to the present approach to detect impulse noise events and avoid underestimating the noise dose effectively received by an individual. In such case, one should make sure that suitable microphones are used (dynamic range, peak pressure), and that appropriate time-weighting and dose calculation algorithms are added to the method to account for impulses (Kardous *et al.*, 2005).

The proposed approach was tested, validated and its parameters optimized via laboratory measurements performed on human test-subjects. While these parameters demonstrated good performance in the present controlled setup (seated and static participant, indoor environment, constant ambient SPL), further research is needed to assess the method's performance in real life environments. In particular, the influence of wearer's movement should be examined, as it could present new WIDs (e.g. footsteps). The influence of environmental factors, such as wind or bad weather conditions, should also be studied.

The method presented in this paper aims at excluding noise originating from the wearer from in-ear noise dosimetry measurements. Thanks to this approach, occupational hygienists or employers should be able not only to assess the actual amount of noise a given individual is receiving from the workplace, but also to better comprehend why some individuals exceed a given noise exposure limit. By comparing noise exposure with and without the wearer's contributions, there is no doubt that the factors involved in the overexposure of a given individual will be more easily understood. However, it would be premature to purport that excluding WIDs provides the actual noise dose received by an individual's auditory system, as the effects of self-induced noise on hearing health is still poorly understood and a matter of debate. Indeed, despite the inhibition mechanisms that occur in response to self-induced vocalization, chewing or swallowing (Borg & Counter, 1989; Mukerji *et al.*, 2010), there is no evidence of similar mechanisms in reaction to the other types of noise examined in this study (microphonics, whistling, sniffing, etc.). Besides, the present method can be easily adapted to exclude only a fraction of WIDs. For instance, selecting  $L_{th} = 80$  dB and using Eq. (4.3) instead of Eq. (4.4) in method 1 would mainly exclude the loudest WIDs (speech and shocks to the earpiece) from the noise dose. Finally, the present approach may, in the long run, help to establish more precise cause-effect relationships between self-induced noise and the risks of hearing loss. A large collection of in-ear noise data (with and without WIDs), combined with regular audiometric testing or other audiological assessment methods, could help hearing researchers and scientists to better understand the impact of self-generated noise on the human auditory system.

In comparison with typical VAD systems, this method offers clear benefits. Not only can it be used to exclude the wearer's voice, while keeping the voices of other surrounding people included in the measured noise dose, but it can also detect many other types of noise induced by the wearer (chewing, whistling, swallowing, etc.). If used together with VAD algorithms, the proposed WID detection algorithms could also be used as part of an electronic communication earplug to reduce the transmission of other people's voice.

Finally, the present method and algorithms apply exclusively to earplugs equipped with the dual-microphone system shown in Fig. 4.1. This earpiece can support various types of eartips,

and although the results presented in this paper were only obtained using double-flanged silicone tips, similar performances can be expected with different models (foam, triple-flanged, etc.). Nonetheless, preliminary results obtained in the laboratory suggest that the present method cannot be applied, in its original form, to other types of HPDs. Further research is needed to exclude the disturbances induced by individuals wearing earmuffs or dual hearing protection.

#### **4.6 Conclusions**

This paper presents a low computational method for in-ear noise dosimetry under an earplug, using a dual-microphone earpiece to offer the possibility of excluding the noise disturbances produced by the wearer. Good performance results were obtained from laboratory data collected on human test-subjects, regardless of the attenuation provided by the earplug. Such data also highlighted the influence that WIDs (speech in particular) may have on in-ear noise dosimetry measurements. With earplugs being one of the most widely used HPDs in the workplace, this approach provides a new way of measuring personal noise exposure, while overcoming one of the main limitations of current in-ear noise dosimeters. In the short-term, such a method should help to understand the factors involved in the overexposure of certain individuals in the workplace. In the long term, there is hope that the data collected using the present approach will also help to understand the effects of self-induced noise on the human auditory system. Future research should focus on testing the proposed method and parameters in real life environments, ideally in occupational settings, and adapting it to other types of HPDs.

#### **4.7 Acknowledgements**

This work was made possible via funding from the *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail* (IRSST), the NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS), and the MITACS Accelerate program.





## CHAPITRE 5

### **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 un bouchon dosimétrique en niveaux équivalents « tympaniques » (section 3.4.2) présente certaines limitations, lesquelles sont décrites dans la section 3.6. Parmi ces limitations, deux cas de figure retiennent notre attention, soit : 1) 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. 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 scénarii, la conséquence est une mauvaise estimation des niveaux de bruit effectivement reçus par le porteur. À travers les sections 5.1 et 5.2, ce chapitre propose des solutions pour résoudre ces deux problèmes. La section 5.3 traite, quant à elle, des corrections à appliquer en présence de bruits du porteur (parole, mastication, etc.), dans le cas où l'on souhaiterait inclure plutôt qu'exclure ces perturbations sonores dans l'exposition sonore mesurée.

#### **5.1 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 le protecteur (Neitzel & 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 calculée au moyen de la méthode décrite à la section 3.4.2. 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 la correction MEC pour mieux tenir compte du changement d'emplacement du microphone de mesure.



Figure 5.1 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 (voir figure 5.3)

Comme le montre la figure 3.19, 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, illustrée en figure 5.1, 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 via le cordon électrique qui le relie à la plateforme de mesure). Les efforts de recherche ont donc été orientés dans cette direction.

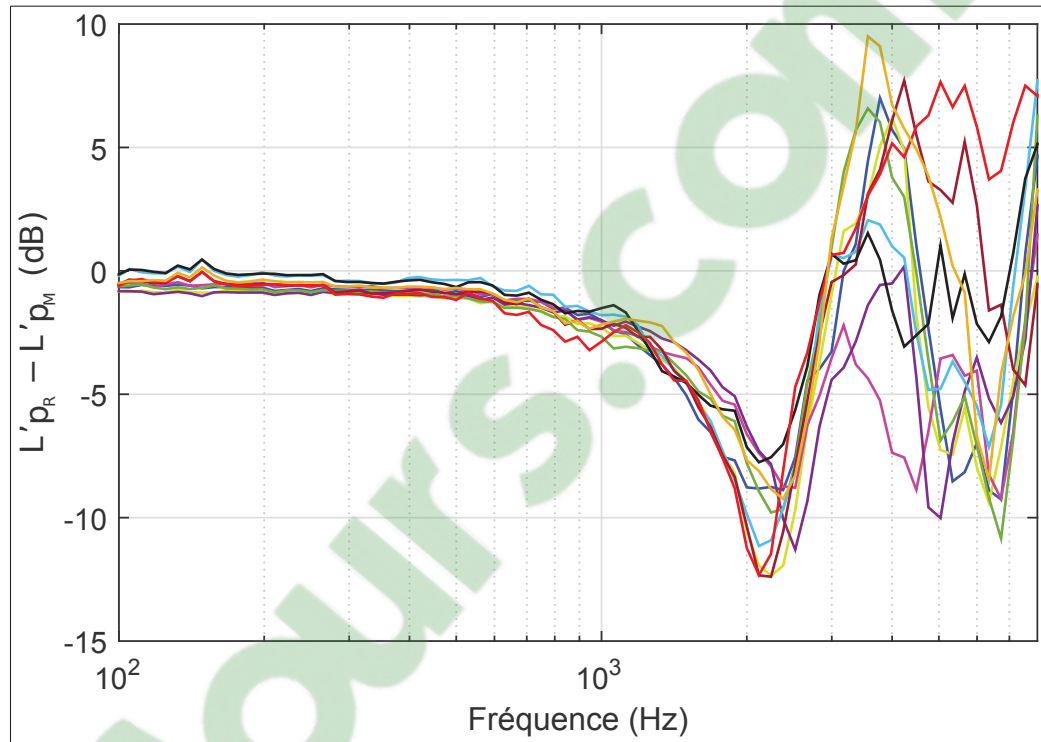


Figure 5.2 Courbes de réponse du bouchon dosimétrique exprimées en bandes de 12<sup>ème</sup> d'octave, mesurées sur cinq sujets humains (10 oreilles) en chambre réverbérante et dans la configuration illustrée en figure 5.1, i.e. lorsque le bouchon est retiré. La courbe de réponse correspond à la différence des niveaux de pression acoustique entre le microphone de référence et le microphone de mesure lorsque le sujet est exposé à un bruit blanc émis au moyen de quatre haut-parleurs situés à chaque coin de la pièce. Toutes les courbes font apparaître une baisse importante située entre 2 et 2.6 kHz

La figure 5.2 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 ( $L'_{p_R} - L'_{p_M}$ ), mesurées sur cinq sujets (10 oreilles) exposés à un champ diffus et portant le bouchon dosimétrique de la manière illustrée en figure 5.1. D'après la figure 5.2, le fait d'extraire le bouchon du conduit auditif fait apparaître dans la courbe de réponse une baisse importante à moyennes fréquences. 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 5.2 et se traduit par un gain entre 3 et 5 kHz.

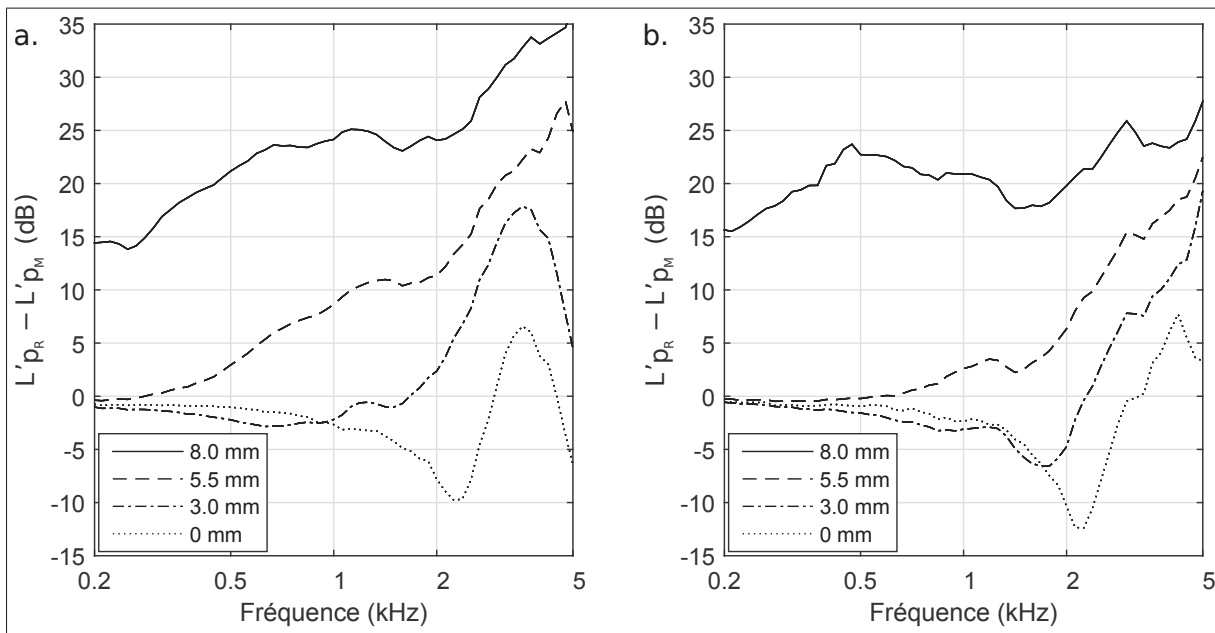


Figure 5.3 Courbes de réponse du bouchon dosimétrique exprimées en bandes de 12<sup>ème</sup> d'octave, mesurées sur deux sujets différents en chambre réverbérante et pour des profondeurs d'insertion du bouchon de 0, 3.0, 5.5 et 8.0 mm. À gauche : la perte liée à la résonance du système « canal+conque » n'apparaît que lorsque le bouchon est complètement retiré. À droite : une perte apparaît déjà pour une profondeur d'insertion de 3.0 mm, mais est moins prononcée et se situe en-dessous de 2 kHz

Afin d'identifier à partir de quand la perte entre 2.0 et 2.6 kHz se produit, des mesures complémentaires ont été effectuées sur les cinq participants, et consistaient à mesurer la réponse fréquentielle du bouchon pour quatre profondeurs d'insertion (distance approximative entre l'extrémité interne du bouchon et l'entrée du conduit auditif) : 0, 3.0, 5.5, et 8.0 mm. Les résultats montrent que, pour l'ensemble des sujets testés, cette perte n'apparaît que lorsque le bouchon est totalement extrait du conduit auditif (profondeur d'insertion nulle), tel qu'illustré en figure 5.3.a. Pour deux des cinq sujets possédant un conduit auditif plus large, une perte

est également apparue lorsque le bouchon n'était inséré que de 3.0 mm, ainsi que le montre la figure 5.3.b. Cependant, dans ce cas, la chute observée était moins prononcée, et située en-dessous de 2 kHz en raison d'un placement différent des microphones. De plus, ce constat semble vrai quel que soit les conditions d'incidence, comme le démontre la figure 5.4 qui présente les courbes de réponse obtenues sur un seul sujet pour différents angles d'incidence, et dans les conditions expérimentales décrites au tableau 3.2.

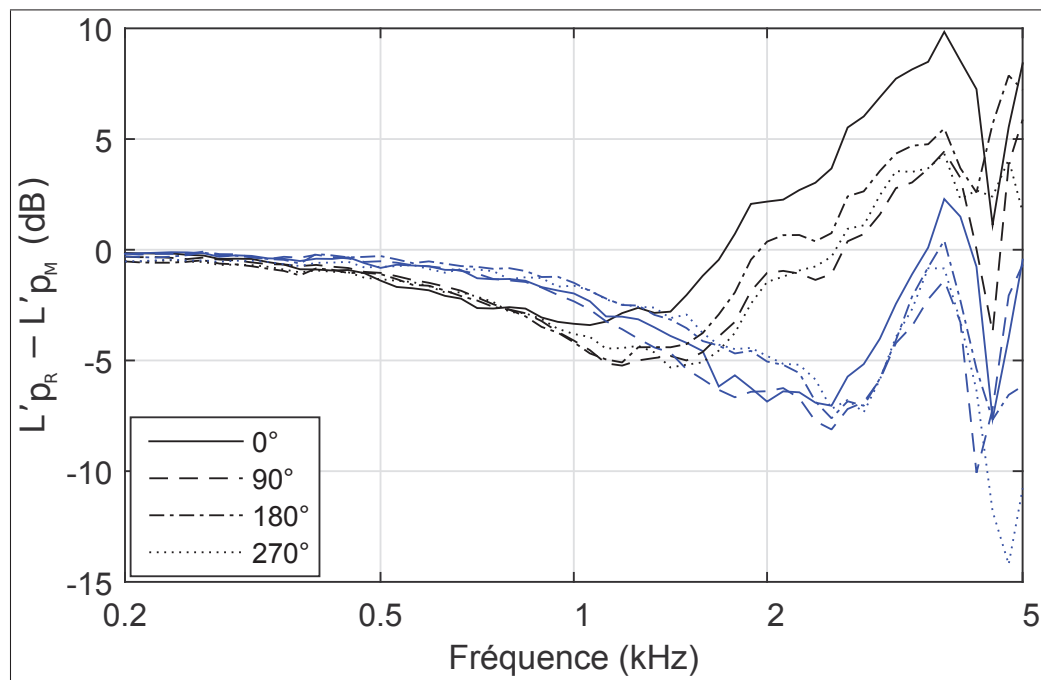


Figure 5.4 Courbes de réponse fréquentielle du bouchon dosimétrique, mesurées sur un seul sujet en cabine audiométrique, pour des profondeurs d'insertion du bouchon de 0 mm (en bleu sur le graphique) et 3 mm (en noir sur le graphique) et pour quatre angles d'incidence différents. Les conditions expérimentales sont les mêmes que celles décrites au tableau 3.2. La perte associée au retrait du bouchon apparaît à environ 2.5 kHz, et ce quel que soit l'angle utilisé

À travers ces différentes analyses, il apparaît qu'un moyen efficace de détecter un éventuel retrait du bouchon dosimétrique est de détecter lorsque la fonction  $L'_{PR} - L'_{PM}$ , en l'absence de perturbations du porteur (voir chapitre 4), chute en-dessous d'un certain seuil aux fréquences ci-avant mentionnées. Pour une mesure effectuée en bandes de 12<sup>ème</sup> 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 la fonction 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  $TF_{\text{canal}}$ , exprime le rapport de pression acoustique moyen (en dB) entre le tympan et l'entrée du conduit auditif, et est fournie en Annexe II.

## 5.2 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 & 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 *et al.*, 2003). Cette limite semble par ailleurs sensible au champ acoustique, prenant des valeurs légèrement différentes en fonction des conditions d'incidence utilisées (Zwislocki, 1957; Berger, 1983). Bien qu'il soit rare pour de simples bouchons d'oreille d'atteindre la limite BC (Berger *et al.*, 2003), 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 (Berger, 1983; Nélisse *et al.*, 2015; ANSI, 2010) recommandent l'utilisation de la formule ci-dessous :

$$IL_{\text{corr}} = -10 \log_{10} [10^{-IL_{\text{mes}}/10} + 10^{-BC/10}], \quad (5.1)$$

où  $IL_{\text{corr}}$  représente l'atténuation effective, ou perte par insertion corrigée du protecteur auditif et BC représente la limite BC telle que définie dans la littérature (Berger, 1983; ANSI, 2010; Berger *et al.*, 2003).  $IL_{\text{mes}}$  représente l'atténuation non corrigée, ou perte par insertion mesurée du protecteur qui peut s'écrire (Nélisse *et al.*, 2015) :

$$IL_{\text{mes}} = NR + TFOE - MEC - TF'_{\text{ext}} \quad (5.2)$$

où  $TF'_{\text{ext}}$  relie le niveau de pression mesuré sur la face externe du bouchon par le microphone de référence ( $L'_{\text{pR}}$ ) au niveau de pression en champ libre ou champ diffus ( $L_{\text{p}}$ ), et est défini comme :

$$TF'_{\text{ext}} = L'_{\text{pR}} - L_{\text{p}} \quad (5.3)$$

et où NR est l'indice de réduction du bruit du protecteur, qui relie le niveau  $L'_{\text{pR}}$  au niveau de pression mesuré sur la face interne du bouchon par le microphone de mesure ( $L'_{\text{pM}}$ ) via la relation :

$$NR = L'_{\text{pR}} - L'_{\text{pM}} \quad (5.4)$$

TFOE, qui représente la fonction de transfert de l'oreille externe, est définie à la section 1.4.1, et on rappelle que MEC relie le niveau  $L'_{\text{pM}}$  au niveau de pression tympanique ( $L'_{\text{pE}}$ ) par la relation :

$$MEC = L'_{\text{pE}} - L'_{\text{pM}} \quad (5.5)$$

On se propose de dériver l'équation (5.1) afin d'obtenir l'expression du niveau d'exposition effectif  $L_{EXP}$  qui tiendrait compte à la fois de la correction MEC et de la limite BC. Pour cela, on pose :

$$IL_{corr} = NR + TFOE - MEC^* - TF'_{ext} \quad (5.6)$$

avec :

$$MEC^* = L_{EXP} - L'_{PM} \quad (5.7)$$

À partir des équations (5.1), (5.2) et (5.6), on obtient alors :

$$MEC^* = 10 \log_{10} [10^{MEC/10} + 10^{(NR+TFOE-TF'_{ext}-BC)/10}] \quad (5.8)$$

Puis, à partir des équations (5.8), (5.7) et (5.4), on obtient :

$$L_{EXP} = 10 \log_{10} [10^{(L'_{PM}+MEC)/10} + 10^{(L'_{PR}+TFOE-TF'_{ext}-BC)/10}] \quad (5.9)$$

L'équation (5.9) donne donc le niveau d'exposition effectif recherché ( $L_{EXP}$ ) en fonction du niveau mesuré par le microphone de mesure ( $L'_{PM}$ ), de la correction MEC déterminée pour l'individu en question, et de la limite BC dont l'influence est calculée à partir de la connaissance du niveau  $L'_{PR}$  mesuré par le microphone de référence. Dès lors que l'atténuation du bouchon est bien inférieure à la limite BC, cette équation devient équivalente à l'équation (5.5) et on obtient alors :

$$L_{EXP} = L'_{PE} = L'_{PM} + MEC \quad (5.10)$$



Les valeurs estimées de la limite BC, données en bandes d'octave dans la norme ANSI S12.42 (ANSI, 2010), et basées sur les travaux de Berger (1983), ont été interpolées en bandes de tiers d'octave et sont fournies en Annexe II. Ces valeurs étant basées sur des mesures effectuées en champ diffus (Berger, 1983), il convient d'utiliser des valeurs « champ diffus » également pour les facteurs de correction TFOE et  $TF'_{ext}$ . Concernant la correction TFOE, une estimation existe dans la norme ISO 11904-1 (ISO, 2002). Pour la correction  $TF'_{ext}$ , celle-ci a été estimée comme la moyenne des valeurs mesurées en chambre réverbérante sur cinq sujets (10 oreilles) équipés du bouchon dosimétrique illustré aux figures 3.19 et 3.20. Ces deux corrections sont présentées à la figure 5.5, et également fournies en Annexe II.

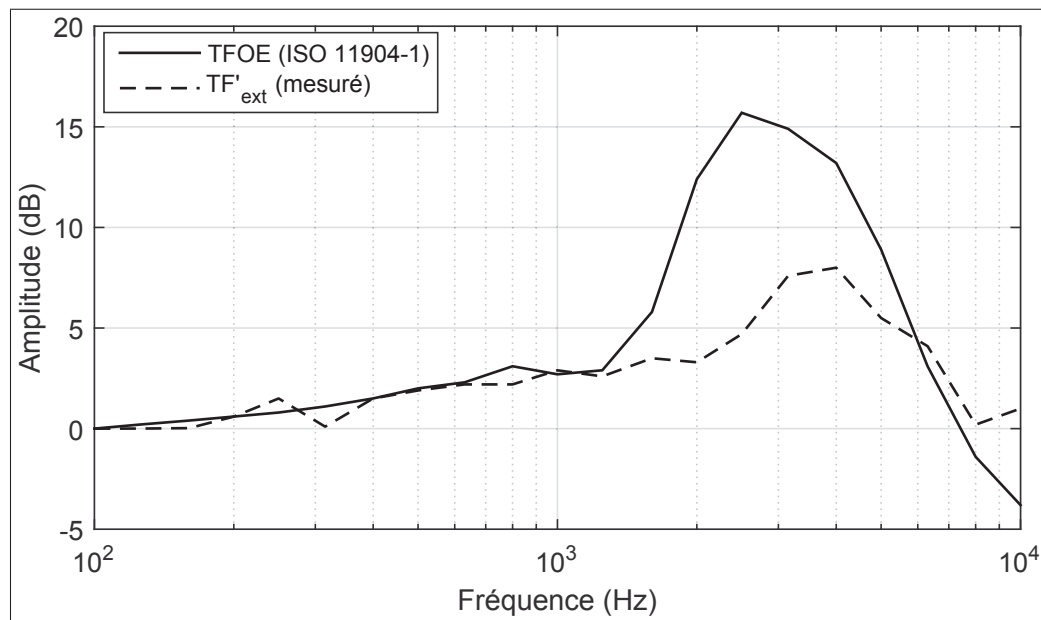


Figure 5.5 Corrections TFOE et  $TF'_{ext}$  exprimées en bandes de tiers d'octave, pour un champ diffus. La fonction  $TF'_{ext}$  a été estimée comme la moyenne des valeurs mesurées en chambre réverbérante sur cinq sujets humains (10 oreilles) équipés du bouchon dosimétrique

Dans la section 3.3.1.2, on recommande d'utiliser une résolution fréquentielle minimale de un 12<sup>ème</sup> d'octave, afin de maximiser la précision de la méthode pour estimer la correction MEC. Les facteurs de correction BC, TFOE et  $TF'_{ext}$  étant définis en bandes de tiers d'octave, il est donc nécessaire de convertir la correction MEC (ainsi que les niveaux  $L'_{PM}$  et  $L'_{PR}$ , si ceux-ci

ont été mesurés avec une résolution également supérieure) en tiers d'octaves avant de pouvoir utiliser l'équation (5.9). Aussi, il convient de rappeler que l'utilisation de l'équation (5.9) avec les valeurs données en Annexe II n'est normalement valide qu'en champ diffus. Les corrections BC, TFOE et  $TF'_{ext}$  peuvent en effet varier significativement en fonction du champ acoustique et de la direction d'incidence. Ainsi, il est recommandé d'utiliser plutôt l'équation (5.10) pour des travailleurs évoluant principalement dans des milieux extérieurs ou peu réverbérants.

### 5.3 Prise en compte des perturbations sonores induites par le porteur

Le chapitre 4 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. Tel que mentionné à la section 4.5, 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 3 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.

Comme le montre la figure 4.4, la perturbation générée par la parole dans le conduit auditif occlus est essentiellement comprise entre 200 et 1500 Hz. Les spectres associés aux autres types de bruit du porteur sont représentés en figure 5.6. Ces deux figures montrent que, pour l'ensemble des perturbations internes potentielles, les niveaux de bruit générés dans le conduit auditif occlus sont essentiellement concentrés en-dessous de 2 kHz. À ces fréquences, le chapitre 3 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 :

1. Les niveaux de bruit intra-auriculaires 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 (Berger & Kerivan, 1983), et il est donc probable que la correction qui relie les niveaux de pression mesurés aux niveaux de pression tympaniques

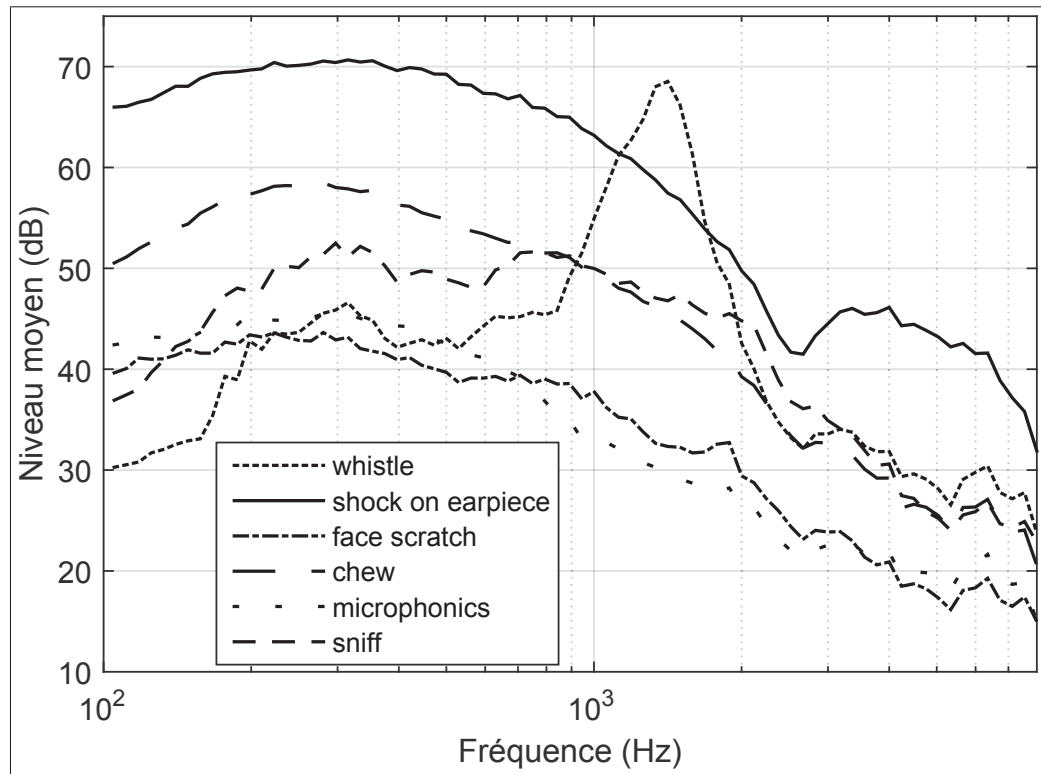


Figure 5.6 Spectres moyens ( $N = 14$ ) des niveaux sonores mesurés en bandes de 12<sup>ème</sup> d'octave dans le conduit auditif occlus, pour différents types de bruit induits par le porteur. Chacune des perturbations désignées dans la légende est définie au tableau 4.1. Les spectres pour la parole sont affichés en figure 4.4

soit différente de celle calculée via la méthode présentée au chapitre 3. 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.

2. 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 moyennes fréquences (parole ou autres) tout en étant exposé à des bruits extérieurs plus aigus. Ceci peut l'amener à être exposé principalement 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 3 doit alors s'appliquer afin de prendre en compte les effets de phase (voir la section 3.3) qui existent à ces fréquences particulières. Quant à la partie basse du spectre, le fait d'appliquer ou non la correction MEC n'a à 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 définie au chapitre 3, 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.

#### **5.4 Conclusions**

Dans le cadre d'une utilisation terrain du bouchon dosimétrique développé au cours de ce projet de recherche, ce chapitre démontre que des solutions simples existent si l'on souhaite prendre en compte un éventuel retrait du protecteur ou une atténuation importante du bouchon pouvant mener à une transmission dominante par voie osseuse, ou encore si l'on souhaite inclure les perturbations du porteur dans l'exposition sonore mesurée. Les approches présentées ne présentant aucune complexité particulière, il est suggéré d'ajouter celles-ci (en respectant les limites d'utilisation qui peuvent s'appliquer) aux méthodes décrites aux chapitres 3 et 4 afin d'accroître la précision des mesures effectuées au moyen du bouchon dosimétrique. La marche à suivre pour regrouper ensemble ces différentes méthodes est décrite à la section 6.1.5.

## CHAPITRE 6

### SYNTHÈSE ET RETOMBÉES

Cette thèse de doctorat présente les méthodes, outils et connaissances développés pour permettre une mesure individuelle de l'exposition sonore effective intra-auriculaire en milieu de travail. À travers la section 6.1, ce chapitre livre une synthèse des développements scientifiques réalisés. La section 6.2 traite quant à elle des retombées probables des travaux de cette thèse.

#### 6.1 Synthèse des développements scientifiques

Cette section présente une vision globale des développements scientifiques réalisés, en réponse aux trois objectifs du doctorat mentionnés à la section 0.4. Après un énoncé détaillé des avancées, recommandations et perspectives de travail associées à chaque développement scientifique (sections 6.1.1 à 6.1.3), ces derniers sont résumés dans le tableau récapitulatif inclus dans la section 6.1.4. Un schéma général de la méthode avec protecteur de type « bouchon » est également présenté à la section 6.1.5.

##### 6.1.1 Critère de risque auditif en oreille occluse

Ce développement scientifique répond au premier objectif de doctorat, soit l'étude de l'impact d'une occlusion du conduit auditif sur la sensibilité auditive.

##### **Avancées**

Tel que présenté au chapitre 2, 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 (Theis *et al.*, 2012; Gallagher *et al.*, 2014), 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 intra-auriculaires (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 dans le chapitre 2, l'étude sous-jacente devrait idéalement être reproduite avec des bouchons d'oreille différents, et/ou en insérant les bouchons plus profondément dans le conduit auditif. Alternativement, il serait intéressant de répéter l'expérience de Völk & Fastl (2011) en remplaçant le casque d'écoute par des écouteurs intra-auriculaires, 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 intra-auriculaires obtenus au moyen du haut-parleur classique). Finalement, des tests semblables à ceux de Gallagher *et al.* (2014) devraient idéalement être effectués afin de confirmer ou non l'influence d'une occlusion du conduit auditif sur le DTS.

### 6.1.2 Corrections acoustiques individuelles

Ce développement scientifique répond au deuxième objectif de doctorat, soit 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.

#### Avancées

Tel que présenté au chapitre 3, ce projet a permis le développement d'une méthode de calibration individuelle et in-situ des DIAs. 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 (voir Annexe II), 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 anti-bruit. 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, et 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 via l'intégration d'un crochet d'oreille sur le système et en utilisant l'approche décrite à la section 5.1.

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. La section 5.3 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. 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. La section 5.2 décrit la méthode permettant d'inclure la limite BC dans l'exposition sonore mesurée au moyen du ci-dit bouchon dosimétrique. Cette méthode ne s'applique cependant pas à des individus évoluant principalement dans des milieux extérieurs ou peu réverbérants, pour lesquels il faudra donc 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 à la section 5.2 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 illustrés au chapitre 3 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 à 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 (voir la section 3.5.2.2).

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 présentées en Annexe II (tel qu'expliqué à la section 1.4.1), 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 DIAs, laisse croire que les directives actuelles pourraient être à l'avenir révisées afin d'inclure des critères de risque définis directement au tympan (ce dernier aspect est discuté aux sections 3.6 et 6.2.2).

## **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 suite à des mouvements du porteur. La procédure de calibration décrite au chapitre 3 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 via 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 fréquence à calibrer. Une telle approche permettrait de réduire considérablement l'incertitude de mesure 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, tel que mentionné ultérieurement à la section 6.1.3.

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 à la section 5.2 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.

### **6.1.3 Distinction des perturbations sonores induites par le porteur**

Ce développement scientifique répond au troisième objectif de doctorat, 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**

Tel que présenté au chapitre 4, ce projet a permis le développement d'une méthode permettant 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 au chapitre 3. 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 présentés au chapitre 4 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, illustrés au chapitre 4, l'hypothèse de niveau continu utilisée peut amener à sous-estimer l'exposition sonore effectivement reçue par un individu en présence de bruits impulsifs (voir la section 4.3.1). 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. En outre, les résultats présentés à la section 4.4.3 montrent que cette méthode ne peut, dans son état actuel, couvrir d'autres types de protection auditive tels que le casque anti-bruit 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 & 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 (après intégration des corrections acoustiques mentionnées à la section 6.1.2) aux valeurs pouvant être mesurées via les technologies de mesure classiques (sonomètre, dosimètre de bruit), l'inclusion de ces perturbations peut amener à la collection de données indispensables pour des recherches visant à mieux définir le risque auditif inhérent aux bruits correspondants (ce dernier aspect est plus amplement discuté à la section 4.5).

## **Perspectives**

Des recherches supplémentaires sont requises afin d'adapter l'approche développée à d'autres types de protection auditive. Les résultats illustrés à la section 4.4.3.1 suggèrent, 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 nommés dans la section 1.4.2.

D'autre part, les résultats présentés au chapitre 4 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 été récemment effectués sur des individus en mouvement et dans des conditions plus proches de celles rencontrées en milieux industriels. Ces tests sont actuellement en cours d'analyse et les résultats seront présentés à l'occasion du congrès ICSV26 (« 26<sup>th</sup> International Congress on Sound and Vibration »), à Montréal.

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 nécessiteraient aussi d'adapter l'instrumentation utilisée (plage dynamique des microphones, pression acoustique de crête, etc.) et les formules de mesure du niveau d'exposition  $L_{ex,T}$  afin d'intégrer correctement ces bruits impulsifs dans l'exposition mesurée (Kardous *et al.*, 2005).

#### 6.1.4 Tableau récapitulatif

Le tableau 6.1 résume les développements scientifiques énoncés ci-avant, 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 anti-bruit, et port d'une double protection.

Tableau 6.1 Résumé des développements scientifiques et prototype associés à chaque condition de port de protecteurs auditifs

	Critère de risque auditif	Corrections acoustiques individuelles	Distinction des perturbations du porteur	Prototype
<b>Oreille ouverte</b>	Disponible	Réalisé	Non réalisé	Oreillette de mesure
<b>Bouchon</b>	Réalisé	Réalisé	Réalisé	Bouchon dosimétrique
<b>Casque anti-bruit</b>	Disponible	Réalisé	Incomplet	Oreillette de mesure
<b>Double protection</b>	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*

### 6.1.5 Schéma global de la méthode avec protecteur de type bouchon

Comme le montre le tableau 6.1, 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 ont 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 illustré aux figures 3.19 et 3.20, et permettre de regrouper l'ensemble des méthodes et algorithmes présentés dans les chapitres de 3 à 5. La figure 6.1 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 via les corrections de la norme ISO 11904-1 fournies en Annexe II.

Afin d'interpréter correctement la figure 6.1, il convient de rappeler que le niveau  $L_{EXP}$  doit être calculé à partir de l'équation (5.9), ou (5.10) 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 :

$$NR^* = -10 \log_{10} \left[ 10^{(L'_{PM} - L'_{PR} + MEC)/10} + 10^{(TFOE - TF'_{ext} - BC)/10} \right] \quad (6.1)$$

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 :

$$NR^* = L'_{PR} - L'_{PM} - MEC \quad (6.2)$$

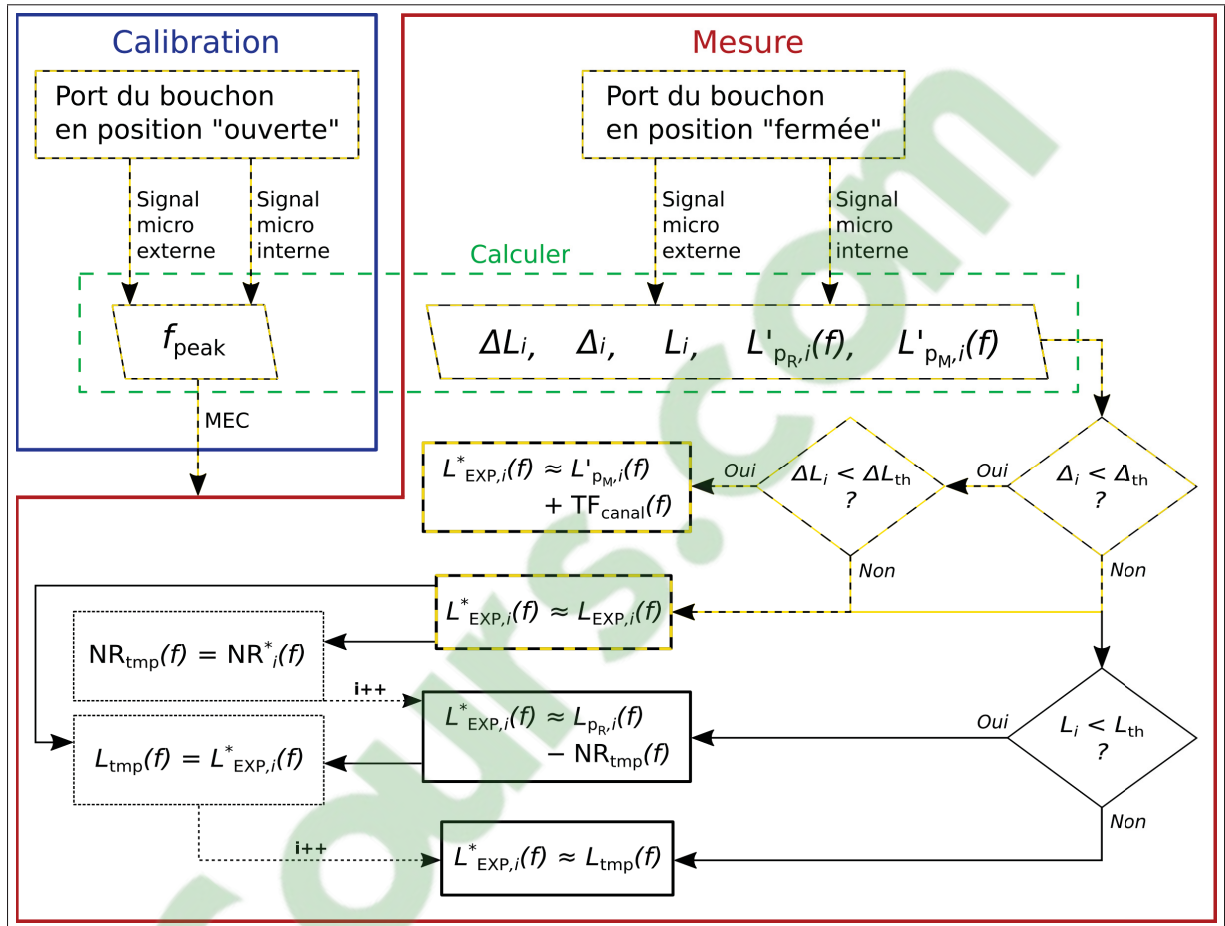


Figure 6.1 Schéma global de la méthode avec protecteur auditif de type bouchon. La calibration du bouchon dosimétrique se fait en position « ouverte » et permet d'obtenir la correction MEC pour l'individu en question. Une fois calibré, le bouchon est utilisé en position « fermée », et permet d'estimer 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 l'on souhaite inclure les perturbations du porteur, tandis que le chemin en noir exclut ces perturbations de l'exposition mesurée

Afin de détecter un éventuel retrait du protecteur, on définit  $\Delta L$  comme étant la différence minimale mesurée entre les niveaux de bruit  $L'_{PR}$  et  $L'_{PM}$  pour une fréquence située entre 2 et 2.6 kHz.  $\Delta L_{th}$  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 12<sup>ème</sup> d'octave, il est recommandé de fixer la valeur de  $\Delta L_{th}$  à -7 dB. Les valeurs des autres paramètres et constantes sont données dans le tableau 4.2 et en Annexe II.

## **6.2 Retombées**

### **6.2.1 Retombées scientifiques**

Sur le plan scientifique, ce travail de doctorat 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 littérature et les résultats présentés au chapitre 2 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'occlusion ou non le conduit auditif. À travers les sciences de l'audition, ces découvertes ont un impact conséquent non seulement sur la dosimétrie intra-auriculaire, mais aussi sur la protection auditive et l'ensemble des technologies intra-auriculaires (écouteurs, aides auditives).

Les méthodes de mesure décrites aux chapitres 3, 4 et 5 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. 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.

### **6.2.2 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 aux difficultés liées à la mesure de l'exposition au bruit d'individus soumis à des niveaux sonores imprévisibles et/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 DIAs, 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.

### **6.2.3 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 décrites aux chapitres 3 et 4 (École de technologie supérieure, 2018). Le premier prototype est un bouchon protecteur instrumenté permettant la mesure de l'exposition sonore intra-auriculaire sous un bouchon d'oreille. Le second prototype est une oreillette instrumentée permettant la mesure de l'exposition sonore intra-auriculaire 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, via un développement des algorithmes en temps réel sur un processeur numérique, l'ensemble des fonctionnalités décrites dans cette thèse de doctorat. 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.



## CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Les méthodes et technologies de mesure actuelles ne permettent généralement pas de déterminer avec précision l'exposition au bruit subie par un individu donné sur son lieu de travail. La dosimétrie intra-auriculaire est une solution prometteuse pour pallier à un certain nombre de problèmes liés aux méthodes de mesure conventionnelles, mais est fragilisée à trois niveaux : 1) l'exposition sonore mesurée dans le conduit auditif peut être grandement influencée par les perturbations sonores induites par le porteur ; 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.

Cette thèse de doctorat présente les méthodes, outils et connaissances développés pour permettre une mesure individuelle de l'exposition sonore effective intra-auriculaire en milieu de travail. Les solutions proposées permettent de répondre aux problématiques susmentionnées à travers trois développements scientifiques majeurs : le développement d'une méthode permettant de distinguer les perturbations sonores induites par un individu portant un dosimètre intra-auriculaire, le développement de méthodes permettant de déterminer les corrections acoustiques individuelles requises pour une mesure de l'exposition sonore dans le conduit auditif, et l'étude de l'effet d'une occlusion du conduit auditif sur la sonie. Outre les bénéfices liés à une meilleure évaluation des environnements sonores dans lesquels évoluent les travailleurs, ces travaux pourront avoir des répercussions importantes en recherche, notamment pour l'étude des relations de cause à effet entre le contenu sonore et l'origine des bruits qui parviennent au tympan et les risques associés de traumatisme auditif. À long terme, les méthodes et l'instrumentation mises en place pourront amener à un remaniement complet des données épidémiologiques et des facteurs de risque liés aux populations concernées par des niveaux de bruit potentiellement dangereux en milieu professionnel.

Les résultats obtenus montrent que l'ensemble des développements scientifiques réalisés peuvent d'ores et déjà être considérés dans le cadre de mesures terrain s'appliquant à des travailleurs équipés de bouchons d'oreille, et est particulièrement adaptée 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 la thèse 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.

## ANNEXE I

### INFLUENCE DES PARAMÈTRES MORPHOLOGIQUES SUR LES NIVEAUX DE BRUIT GLOBAUX INTRA-AURICULAIRES

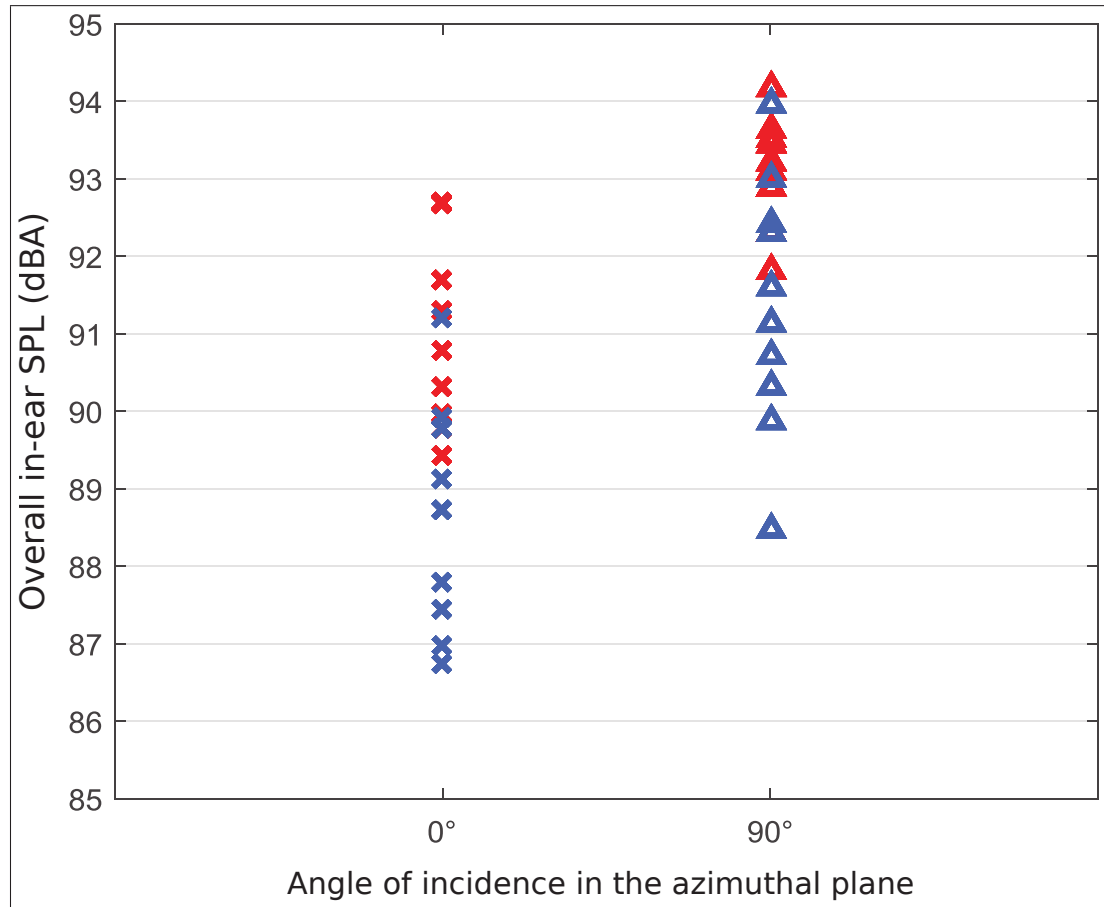


Figure-A I-1 Extrait d'une présentation (Bonnet *et al.*, 2018), montrant les niveaux de pression acoustique globaux estimés au tympan pour 10 sujets soumis à des niveaux de pression en champ libre identiques (85 dBA). Ces niveaux ont été obtenus via un haut-parleur placé à hauteur de l'oreille et à 1 m du sujet. Les croix représentent les niveaux mesurés lorsque les sujets étaient face à la source sonore, et les triangles montrent les niveaux mesurés en incidence frontale (source face à l'oreille de mesure). Les valeurs affichées en rouge ont été obtenues avec un bruit blanc, et les valeurs en bleu avec un bruit comportant une plus grande énergie à hautes fréquences. Ces mesures ont été effectués dans la chambre semi-anéchoïque du laboratoire ICAR de l'ÉTS, en utilisant l'oreillette présentée en figure 3.17, et les niveaux de pression tympaniques ont été estimés au moyen de la méthode présentée à la section 3.4.1



## ANNEXE II

### FACTEURS DE CORRECTION

Tableau-A II-1 Facteurs de correction, exprimés en bandes de tiers d'octaves

Freq [Hz]	TF' <sub>ext</sub> (mesuré)	TFOE (ISO 11904-1)		Limite BC	TF <sub>canal</sub> (Shaw, 1974) [dB]
	Champ diffus [dB]	Champ libre [dB]	Champ diffus [dB]	Champ diffus [dB]	
≤ 100	0.0	0.0	0.0	49	0.0
125	0.0	0.2	0.2	50	0.1
160	0.0	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	2.0	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	2.0
1 600	3.5	5.8	7.7	44	2.7
2 000	3.3	12.4	11.0	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	8.0	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	1.0	-3.8	6.8	50	5.8





## BIBLIOGRAPHIE

- ANSI. (2007). *Methods of Estimating Effective A-Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn*. ANSI S12.68-2007. Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- ANSI. (2008). *Methods for measuring the real-ear attenuation of hearing protectors*. ANSI/ASA S12.6. Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- 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*. ANSI/ASA S12.42-2010. Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- ANSI. (2014). *Electroacoustics – Sound Level Meters – Part 1 : Specifications*. ANSI/ASA S1.4-2014/Part 1. Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- ANSI. (2016a). *Estimation of Noise-induced Hearing Loss - Part 1 : Method for Calculating Expected Noise-induced Permanent Threshold Shift (a modified nationally adopted international standard)*. ANSI/ASA S3.44-2016/Part 1/ISO 1999 :2013 (MOD). Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- ANSI. (2016b). *Measurement Of Occupational Noise Exposure*. ANSI/ASA S12.19-1996 (R2016). Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- ANSI. (2017). *Specifications for Personal Noise Dosimeters*. ANSI/ASA S1.25-1991 (R2017). Washington, D.C., USA : American National Standards Institute.
- AS/NZS. (2005). *Occupational noise management - Measurement and assessment of noise immission and exposure*. AS/NZS 1269.1 :2005. Sydney, Australia : Australian/New Zealand Standard.
- Ballachanda, B. (Éd.). (2013). *The Human Ear Canal* (éd. 2). Plural Publishing.
- Baughn, W. L. (1973). *Relation between daily noise exposure and hearing loss based on the evaluation of 6,835 industrial noise exposure cases*. VA, USA : Defense Technical Information Center.
- Benacchio, S., Doutres, O., Le Troter, A., Varoquaux, A., Wagnac, E., Callot, V. & 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. (1949). *Acoustic Measurements*. New York, N.Y : John Wiley & Sons Inc.
- Beranek, L. L. (1986). *Acoustics* (éd. révisée). New York, N.Y : American Institute of Physics.

- Beranek, L. L. & Vér, I. L. (1992). *Noise and vibration control engineering : principles and applications*. New York, N.Y : Wiley.
- Berger, E. H. (1983). Laboratory Attenuation of Earmuffs and Earplugs Both Singly and in Combination. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 44(5), 321–329. doi : 10.1080/15298668391404905.
- Berger, E. H. & 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. doi : 10.1121/1.389621.
- Berger, E. & Voix, J. (2019). Hearing Protection Devices. Dans *The Noise Manual* (éd. 6). Am. Ind. Hyg. Assoc. J.
- Berger, E. H. (2003). *The Noise Manual*. American Industrial Hygiene Association.
- Berger, E. H., Kieper, R. W. & 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.
- Beritelli, F., Casale, S., Ruggeri, G. & 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. & 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., Voix, J. & Néliste, H. (2015). The opportunities and challenges of in-ear noise dosimetry. *Journal of the Canadian Acoustical Association*, 43(3), 80–81. Repéré à [jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/2803](http://jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/2803).
- Bonnet, F., Voix, J. & Néliste, H. (2016). Effect of ear canal occlusion on loudness perception. *Journal of the Canadian Acoustical Association*, 44(3), 154–155. Repéré à [jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/2935](http://jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/2935).
- Bonnet, F., Voix, J. & Néliste, H. (2017). Loudness in the occluded ear canal : are we again missing 6 dB ? *Journal of the Canadian Acoustical Association*, 45(3), 136–137. Repéré à <https://jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/3128>.
- Bonnet, F., Néliste, H. & Voix, J. (2018). Acoustical corrections to be used for improved in-ear noise dosimetry measurements. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 143(3), 1910–1910. doi : 10.1121/1.5036222.
- Bonnet, F., Néliste, H., Nogarolli, M. & Voix, J. (2019). *In-Ear Noise Dosimetry under Earplug : Method to Exclude Wearer-Induced Disturbances*. Manuscrit soumis pour publication.
- Borg, E. & 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. & 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. *Inter-Noise 2008 : The 37th International Congress and Exposition on Noise Control Engineering, October 26-29, Shanghai*. Repéré à <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.
- Botte, M. C. & Mönikheim, S. (1994). New data on the short-term effects of tone exposure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95(5), 2598–2605. doi : 10.1121/1.409830.
- Brask, T. (1978). The Noise Protection Effect of the Stapedius Reflex. *Acta Oto-Laryngologica*, 86(sup360), 116–117. doi : 10.3109/00016487809123490.
- Burns, W. & Robinson, D. W. (1970). *Hearing and noise in industry*. London : H.M.S.O.
- Byrne, D. & Reeves, E. (2008). Analysis of Nonstandard Noise Dosimeter Microphone. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 5(3), 197–209.
- Campione, E. & Véronis, J. (2002). A Large-Scale Multilingual Study of Silent Pause Duration. *SP-2002, April 11-13, 2002, Aix-en-Provence*, pp. 199–202.
- Chan, J. C. K. & 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.
- Charbonneau, J. (2017). *Development of an Improved Time Varying Loudness Model with the Inclusion of Binaural Loudness Summation*. (Thèse de doctorat, University of Windsor, ON, Canada). Repéré à [scholar.uwindsor.ca/etd/5971/](http://scholar.uwindsor.ca/etd/5971/).
- Creutzfeldt, O., Ojemann, G. & 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*. CSA Z107.56-13. Mississauga, Canada : Canadian Standards Association.
- Davis, A., Nordholm, S. & 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.
- Dean, M. S. & Martin, F. N. (2000). Insert Earphone Depth and the Occlusion Effect. *Journal of the American Academy of Audiology*, 9(2), 131–134. doi : 10.1044/1059-0889(2000/011).
- Dirks, D. D., Ahlstrom, J. B. & Eisenberg, L. S. (1996). Comparison of Probe Insertion Methods on Estimates of Ear Canal SPL. *Journal of the American Academy of Audiology*, 7(1), 8.

- Drullman, R., Festen, J. M. & Plomp, R. (1994). Effect of reducing slow temporal modulations on speech reception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95(5, Pt 1), 2670–2680. doi : 10.1121/1.409836.
- Duguay, P., Boucher, A. & Busque, M.-A. (2014). Statistiques sur les maladies professionnelles au Québec, colloque IRSST. Repéré à [https://medias.irsst.qc.ca/videos/1411\\_au\\_co\\_HD\\_StatsMaladiesProf\\_fr\\_pdf.pdf](https://medias.irsst.qc.ca/videos/1411_au_co_HD_StatsMaladiesProf_fr_pdf.pdf).
- École de technologie supérieure. (2018). *U. S. Patent Application n° 62/669,177*. Alexandria, Virginia, USA : The United States Patent and Trademark Office.
- Elhilali, M., Chi, T. & 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. & Francis, H. W. (2015). The Socioeconomic Impact of Hearing Loss in US Adults. *Otology & Neurotology*, 36(3), 545–550. doi : 10.1097/MAO.0000000000000562.
- Epstein, M. & Florentine, M. (2009). Binaural loudness summation for speech and tones presented via earphones and loudspeakers. *Ear Hear*, 30(2), 234–237. doi : 10.1097/AUD.0b013e3181976993.
- Erin Bassney, Peter M. Rabinowitz, Richard Neitzel, Deron Galusha, Stephanie Sayler, Jennifer Alexander, Michael F. McTague & Christine Dixon-Ernst. (2014). Simultaneous Measurement of At Ear and Shoulder Noise Exposures. *National Hearing Conservation Association Annual Conference 2014, Las Vegas, USA*.
- Farsi, H., Mozaffarian, M. A. & Rahmani, H. (2009). Improving Voice Activity Detection Used in ITU-T G.729.B. *Proceedings of the 3rd WSEAS International Conference on Circuits, Systems, Signal and Telecommunications*, (CISST'09), 11–15. Repéré à <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1519489.1519490>.
- Fletcher, H. & Munson, W. A. (1933). Loudness, Its Definition, Measurement and Calculation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 5(2), 82–108. doi : 10.1121/1.1915637.
- Florentine, M., Popper, A. N. & Fay, R. R. (Éds.). (2011). *Loudness*. New York, NY : Springer New York. Repéré à [link.springer.com/10.1007/978-1-4419-6712-1](http://link.springer.com/10.1007/978-1-4419-6712-1).
- Gallagher, H. L., McKinley, R. L., Theis, M. A. & Bjorn, V. S. (2014). *Calibration of an In-Ear Dosimeter for a Single Hearing Protection Device* (Rapport n° AFRL-RH-WP-TP-2014-0002). OH, USA : Air Force Research Lab, Wright-Patterson AFB.
- Ghosh, P. K., Tsiartas, A. & 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. & 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. & 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, 331–342. doi : 10.1121/1.408366.
- Gilman, S. & 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.
- Hammershøi, D. & 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.
- Hartmann, W. M., Rakerd, B. & Koller, A. (2005). Binaural Coherence in Rooms. *Acta Acustica united with Acustica*, 91, 451–462.
- Honeywell Hearing Technologies AS. (2004). *U. S. Patent n°US6728385B2*. The United States Patent and Trademark Office.
- Hsu, C.-C., Cheong, K.-M., Chi, T.-S. & 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*. IEC 61672-1. Geneva, Switzerland : International Electrotechnical Commission.
- ISO. (2002). *Acoustics — Determination of sound immission from sound sources placed close to the ear — Part 1 : Technique using a microphone in a real ear (MIRE technique)*. ISO 11904-1 :2002. Geneva, Switzerland : International Organization for Standardization.
- ISO. (2009). *Acoustique — Détermination de l'exposition au bruit en milieu de travail — Méthode d'expertise*. ISO 9612 :2009. Geneva, Switzerland : International Organization for Standardization.
- ISO. (2013). *Acoustics - Estimation of noise-induced hearing loss*. ISO 1999 :2013. Geneva, Switzerland : International Organization for Standardization.
- Kardous, C. A., Willson, R. D. & 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.
- Kasbach, J., Marschall, M., Epp, B. & Dau, T. (2013). The relation between perceived apparent source width and interaural cross-correlation in sound reproduction spaces with low reverberation. *Proc. of DAGA 2013, Merano, Italy*.

- Kauppinen, I. (2002). Methods for detecting impulsive noise in speech and audio signals. *2002 14th International Conference on Digital Signal Processing Proceedings. DSP 2002 (Cat. No.02TH8628)*, 2, 967–970. 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. & 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. doi : 10.1121/1.429406.
- Keurs, M. t., Festen, J. M. & 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.
- 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. & 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.
- Lamm, J., Berg, A., Künzler, C., Kuenzle, B. & Glück, C. (2011). Procedure for the steady-state verification of modulation-based noise reduction systems in hearing instruments. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 1–20. doi : 10.1186/1687-6180-2011-100.
- Le, T. N., Straatman, L. V., Lea, J. & 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, colloque IRSST. Repéré à [https://medias.irsst.qc.ca/videos/1411\\_au\\_co\\_HD\\_impactEconomique\\_fr\\_pdf.pdf](https://medias.irsst.qc.ca/videos/1411_au_co_HD_impactEconomique_fr_pdf.pdf).
- Lee, K. (2011). Effects of Earplug Material, Insertion Depth, and Measurement Technique on Hearing Occlusion Effect. Repéré à [vtechworks.lib.vt.edu/handle/10919/27021](http://vtechworks.lib.vt.edu/handle/10919/27021).

- Lezzoum, N., Gagnon, G. & 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.
- Légis Québec. (2018). *Loi sur la santé et la sécurité du travail (chapitre S-2.1, a. 223)*. S-2.1, r. 13 — Règlement sur la santé et la sécurité du travail. Québec, QC, Canada : Les Publications du Québec.
- Mapes-Riordan, D. (1991). Horn modeling with conical and cylindrical transmission line elements. *Audio Engineering Society Convention 91*. Repéré à [www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=5522](http://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=5522).
- Martin, F. N. & Champlin, C. A. (2000). Reconsidering the limits of normal hearing. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11(2), 64–66. Repéré à [www.audiology.org/sites/default/files/journal/JAAA\\_11\\_02\\_02.pdf](http://www.audiology.org/sites/default/files/journal/JAAA_11_02_02.pdf).
- Mazur, K. & Voix, J. (2012). Development of an Individual Dosimetric Hearing Protection Device. *Inter-Noise 2012 : The 41st International Congress and Exposition on Noise Control Engineering, August 19-22, 2012, New York*.
- Mazur, K. & 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. & 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., St-Cyr, J.-P., Tremblay, I., Gagné, M., Institut national de santé publique du Québec & 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*. Repéré à [https://www.inspq.qc.ca/pdf/publications/1770\\_Portrait\\_Surdite\\_Professionnelle.pdf](https://www.inspq.qc.ca/pdf/publications/1770_Portrait_Surdite_Professionnelle.pdf).
- Muchnik, C., Sahartov, E., Peleg, E. & Hildesheimer, M. (1992). Temporary threshold shift due to noise exposure in guinea pigs under emotional stress. *Hearing Research*, 58(1), 101–106. doi : 10.1016/0378-5955(92)90013-D.
- Mukerji, S., Windsor, A. M. & 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* (éd. 2). New York, N.Y : John Wiley & Sons Inc.
- Munson, W. A. & 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. & 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.
- Nadon, V., Bockstael, A., Botteldooren, D., Lina, J.-M. & Voix, J. (2015). Individual monitoring of hearing status : Development and validation of advanced techniques to measure otoacoustic emissions in suboptimal test conditions. *Applied Acoustics*, 89, 78–87. doi : 10.1016/j.apacoust.2014.09.001.
- NaviSense. (2013). *U. S. Patent n°US8611560B2*. The United States Patent and Trademark Office.
- Neitzel, R. & Seixas, N. (2005). The Effectiveness of Hearing Protection Among Construction Workers. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 2, 227–238.
- Nelson, D. I., Nelson, R. Y., Concha-Barrientos, M. & Fingerhut, M. (2005). The global burden of occupational noise-induced hearing loss. *American journal of industrial medicine*, 48(6), 446–458. Repéré à <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ajim.20223/abstract>.
- Nélisse, H., Gaudreau, M.-A., Boutin, J., Voix, J. & 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. & 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.
- Nélisse, H., Sgard, F. C., Gaudreau, M.-A. & Padois, T. (2017). Attenuation of dual hearing protection : Measurements and finite-element modeling. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 141(5), 3633–3633. doi : 10.1121/1.4987819.
- Nélisse, H., Bonnet, F. & Voix, J. (2018). In-ear noise dosimetry : challenges and benefits. *Proc. of the 11th European Congress and Exposition on Noise Control Engineering, Heraklion, Greece*, pp. 579–584.
- OMS. (2018, mar, 15). Surdit  et d ficiency auditive. Repéré   <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.
- Potard, G. & Burnett, I. (2004). Decorrelation Techniques for the Rendering of Apparent Sound Source Width in 3D Audio Displays. *Proc. of the 7th Int. Conference on Digital Audio Effects (DAFx'04), Naples, Italy*.



- Prashanth, K. M. & 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. doi : 10.4103/1463-1741.73996.
- Ramirez, J., Segura, J. C., Benitez, C., de la Torre, A. & 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* (éd. 3). Naerum, DK : Brüel & Kjaer.
- Robinson, D. W. & 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. Repéré à <http://www.santeautravail.qc.ca/web/rpsat/dossiers/risques-physiques/bruit>.
- RSPSAT. (2018b). Répartition des surdités professionnelles (progressives) acceptées par la CNESST par année et taux d'incidence annuel. Repéré à <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. & 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.
- Schatz, R., Egger, S. & Masuch, K. (2012). The Impact of Test Duration on User Fatigue and Reliability of Subjective Quality Ratings. *Journal of the Audio Engineering Society*, 60(1/2), 63–73. Repéré à <http://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=16167>.
- Schneider, E., Paoli, P., Brun, E. & for Safety and Health at Work, E. A. (Éds.). (2005). *Noise in figures*. Luxembourg : Office for Official Publications of the European Communities.
- Shaw, E. a. G. & Stinson, M. R. (1983). The Human External and Middle Ear : Models and Concepts. Dans Boer, E. d. & Viergever, M. A. (Éds.), *Mechanics of Hearing*. Springer Netherlands. Repéré à [link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-009-6911-7\\_1](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-009-6911-7_1).
- Shaw, E. (1974). The External Ear. Dans Keidel, W. & Neff, W. (Éds.), *Handbook of Sensory Physiology* (pp. 455–490). Berlin, Germany : Springer-Verlag.
- Shera, C. A. & 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. & 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. & 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. & 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. & 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. & Dillon, H. (2001). Estimating the Location of Probe Microphones Relative to the Tympanic Membrane. *Journal of the American Academy of Audiology*, 12(3), 5.
- Theis, M. A., Gallagher, H. L., McKinley, R. L. & Bjorn, V. S. (2012). Hearing protection with integrated in-ear dosimetry : a noise dose study. *Proc. of the Internoise 2012/ASME NCAD meeting, August 19-22, 2012, New York*.
- Thompson, P. S., Dengerink, H. A. & George, J. M. (1987). Noise-induced temporary threshold shifts : the effects of anticipatory stress and coping strategies. *Journal of Human Stress*, 13(1), 32–38. doi : 10.1080/0097840X.1987.9936792.
- Voix, J., Smith, Pegeen & Berger, Elliott. (2019). Field Fit-Testing and Attenuation Measurement Procedures. Dans *The Noise Manual* (éd. 6). Am. Ind. Hyg. Assoc. J.
- Völk, F. & Fastl, H. (2011). Locating the Missing 6 dB by Loudness Calibration of Binaural Synthesis. Repéré à [www.aes.org/e-lib/online/browse.cfm?elib=16014&rndx=722682](http://www.aes.org/e-lib/online/browse.cfm?elib=16014&rndx=722682).
- von Gierke, H., Robinson, D. & Karmy, S. (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.
- Wilber, L. A., Kruger, B. & Killion, M. C. (1988). Reference thresholds for the ER-3A insert earphone. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83(2), 669–676. doi : 10.1121/1.396162.
- Williams, S. C. & 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.
- Winkler, A., Latzel, M. & Holube, I. (2016). Open Versus Closed Hearing-Aid Fittings : A Literature Review of Both Fitting Approaches. *Trends in Hearing*, 20. doi : 10.1177/2331216516631741.
- Yost, W. A. (1981). Lateral position of sinusoids presented with interaural intensive and temporal differences. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 70(2), 397–409. doi : 10.1121/1.386775.

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

Zwislocki, J. (1957). In Search of the Bone-Conduction Threshold in a Free Sound Field. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 29(7), 795–804. doi : 10.1121/1.1909058.

ClicCours.com